

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日                      2 0 0 3 年    3 月 2 4 日  
Date of Application:

出 願 番 号                      特 願 2 0 0 3 - 0 8 1 3 1 6  
Application Number:

[ST. 10/C]:                      [ J P 2 0 0 3 - 0 8 1 3 1 6 ]

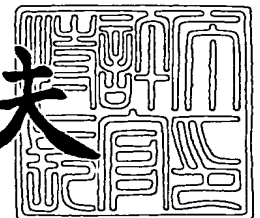
出      願      人                      富士写真フイルム株式会社  
Applicant(s):



2 0 0 3 年    9 月    3 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号    出証特 2 0 0 3 - 3 0 7 2 0 6 8

【書類名】 特許願

【整理番号】 502071

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 8/00  
G01H 9/00  
G01S 15/02

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 小川 英二

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100100413

【弁理士】

【氏名又は名称】 渡部 温

【選任した代理人】

【識別番号】 100110777

【弁理士】

【氏名又は名称】 宇都宮 正明

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 033189

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9909552



【包括委任状番号】 0000020

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【整理番号】 502071

【発明の名称】 超音波送受信装置及び超音波送受信方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を送信し、被検体から反射された超音波エコーを受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、

前記複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動する駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

前記複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が少なくとも 1 つの超音波ビームを形成するように、前記駆動信号発生手段を制御する送信制御手段と、

前記複数の超音波トランスデューサによって受信された超音波エコーに基づいて得られた複数の検出信号に対して被検体内の少なくとも 1 つの領域に受信焦点を形成するように受信フォーカス処理を施すことにより、前記少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号を求める信号処理手段と、

超音波ビームを送信することによって形成される音圧強度分布と信号処理手段において施される受信フォーカス処理とに基づいて設定された複数の異なる音圧強度プロファイルを記憶する記憶手段と、

前記少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号と、前記複数の異なる音圧強度プロファイルとに基づいて、前記少なくとも 1 つの領域に関する画像データを算出する算出手段と、

を具備する超音波送受信装置。

【請求項 2】 前記複数の異なる音圧強度プロファイルが、超音波ビームが送信されてから所定の時間経過後に到達する面である等時間面に含まれる複数の領域における音圧強度又は音圧強度比を表す、請求項 1 記載の超音波送受信装置。

【請求項 3】 前記送信制御手段が、同時に複数の方向に複数の超音波ビームがそれぞれ送信されるように前記駆動信号発生手段を制御する、請求項 1 又は 2 記載の超音波受信装置。

【請求項 4】 前記信号処理手段が、被検体内の複数の領域にそれぞれ関する複数の検出信号を求め、

前記算出手段が、前記複数の検出信号と、前記複数の領域に関する複数の音圧強度プロファイルとを用いて、前記複数の領域に関する画像データを算出する、請求項 1～3 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【請求項 5】 前記信号処理手段が、被検体内の 1 つの領域に関する複数の検出信号を求め、

前記算出手段が、前記複数の検出信号と、前記 1 つの領域に関する異なる複数の音圧強度プロファイルとを用いて、前記 1 つの領域に関する画像データを算出する、請求項 1～3 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【請求項 6】 前記信号処理手段が、被検体内の複数の領域の各々に関する複数の検出信号を求め、

前記算出手段が、前記複数の検出信号と、前記複数の領域の各々に関する異なる複数の音圧強度プロファイルとを用いて、前記複数の領域に関する画像データを算出する、請求項 1～3 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【請求項 7】 前記算出手段が、前記少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号と、前記少なくとも 1 つの領域に関する複数の音圧強度プロファイルとを用いて、前記少なくとも 1 つの領域に関する画像データを未知数とする連立方程式を構成し、該連立方程式の解を求めることにより画像データを算出する、請求項 1～6 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【請求項 8】 前記算出手段が、少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号を成分とするベクトル  $b$  と、前記少なくとも 1 つの領域に関する複数の音圧強度プロファイルにおける音圧強度比を成分とする行列  $A$  と、前記少なくとも 1 つの領域に関する画像データを成分とするベクトル  $x$  とを、 $Ax = b$  なる方程式に表し、該方程式からベクトル  $x$  を得ることにより画像データを算出する、請求項 7 記載の超音波送受信装置。

【請求項 9】 前記算出手段が、 $Ax = b$  を満たす行列  $A$  の一般逆行列を求めることによりベクトル  $x$  を求める、請求項 8 記載の超音波送受信装置。

【請求項 10】 前記算出手段が、行列  $A$  を特異値分解し、所定の値より小

さい特異値を切り捨てることにより行列Aのランクを落とし、ランクが落とされた行列A'の一般逆行列を求めることによりベクトルxを得る、請求項9記載の超音波送受信装置。

【請求項11】 前記算出手段が、行列Aがm行n列( $m > n$ )からなる行列である場合に、前記方程式を満たすXの最小自乗解を求める、請求項8記載の超音波送受信装置。

【請求項12】 前記算出手段が、行列Aが正方行列且つ正則行列である場合に、行列Aの逆行列 $A^{-1}$ を、掃き出し法又は反復法を含む直接法によって求めることによりベクトルxを得る、請求項8記載の超音波送受信装置。

【請求項13】 所定の領域に関する検出信号と、第1の等時間面に対応する音圧強度プロファイルとに基づいて、第2の等時間面に対応する音圧強度プロファイルを補正する補正手段をさらに具備する請求項2～12のいずれか1項記載の超音波送受信装置。

【請求項14】 超音波を送信し、被検体から反射された超音波エコーを受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイを用いて超音波を送受信する方法であって、

前記複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動することにより少なくとも1つの超音波ビームを送信するステップ(a)と、

前記複数の超音波トランスデューサによって受信された超音波エコーに基づいて得られた複数の検出信号に対して被検体内の少なくとも1つの領域に受信焦点を形成するように受信フォーカス処理を施すことにより、前記少なくとも1つの領域に関する複数の検出信号を求めるステップ(b)と、

ステップ(b)において施される受信フォーカス処理とに基づいて設定された複数の異なる音圧強度プロファイルと、前記少なくとも1つの領域に関する複数の検出信号とに基づいて、前記少なくとも1つの領域に関する画像データを算出するステップ(c)と、  
を具備する超音波送受信方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

**【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波を送信し、エコー信号を受信することにより超音波画像を得るために用いられる超音波送受信装置及び超音波送受信方法に関する。

**【0002】****【従来の技術】**

従来、2次元又は3次元超音波画像を得るためには、例えば、Bモードスキャンのように、超音波ビームを1本ずつ送信して被検体をスキャンし、得られた画像情報に基づいて2次元又は3次元超音波画像を合成していた。しかしながら、このような方法によると、フレームごとのタイムラグが大きいので、異なる時間における画像を合成することになり、動きのある部位を撮像すると合成画像がぼけてしまう。特に、循環器のように動きの激しい部位を観察する場合には、少なくとも毎秒30フレーム程度のリアルタイム性が要求される。リアルタイムに超音波画像を得るためには、被検体内の撮像領域を高速に走査しなければならず、1本の超音波ビームによって順次走査する方式では間に合わない。

**【0003】**

このような問題の解決策として、複数の超音波トランスデューサが2次元に配置された超音波トランスデューサアレイから、複数の超音波ビームを同時に多方向に向けて送受信する技術が検討されている。

図15の(a)は、一般的に用いられている超音波探触子に含まれるトランスデューサの構造と、そこから送信される超音波ビームの形状を模式的に示している。超音波トランスデューサアレイ100は、複数の超音波トランスデューサ101を、例えば、リニアに多数配列することによって作製される。超音波の送信及び受信に用いられる素子（超音波トランスデューサ）としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックスや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinyl difluoride）に代表される高分子圧電素子を含む圧電性を有する材料（圧電素子）の両端に電極を形成したものが一般的に用いられている。

**【0004】**

これらの超音波トランスデューサ101には、パルサー等を含む駆動信号発生

回路がそれぞれ接続されている。超音波トランスデューサ 101 に電圧を印加すると、圧電効果により圧電素子が伸縮して超音波を発生する。その際に、所定の時間差を設けて複数の超音波トランスデューサ 101 を駆動することにより、それぞれの超音波トランスデューサ 101 から送信される球面波が合成され、所望の方向且つ所望の深度に焦点が形成された超音波ビームを送信することができる。

#### 【0005】

また、図 15 の (b) に示すように、1 組のエLEMENT に A 系パルスと B 系パルスの 2 組のタイミングパルスを印加することにより、超音波ビーム A 及び超音波ビーム B を、異なる方向に同時に送信することができる。なお、A 系パルスと B 系パルスとが重なる場合には、加算結果である共通パルスを発生すれば良い。

以下において、このように同時に送受信される複数の超音波ビームのことを、マルチビームという。

#### 【0006】

ところで、超音波撮像においては、超音波ビームの送信時におけるサイドローブが問題となっている。指向性を有する超音波ビームを送信した場合に、音圧強度の空間分布において、送信方向の中心軸上に現れる極大はメインローブ（主極）、それ以外の方向に現れる極大はサイドローブ（副極）と呼ばれる。このサイドローブは、超音波トランスデューサの素子ピッチと超音波周波数との関係によって生じたり（グレーティングローブと呼ばれる）、超音波トランスデューサの不要振動によって生じる。通常、超音波トランスデューサによって受信された超音波エコーは、メインローブ方向から伝搬してきたものとして信号処理される。そのため、サイドローブ成分が大きかったり、サイドローブ方向に強い反射体が存在する場合には、アーティファクト（虚像）が生じ、超音波画像の画質が低下してしまう。

#### 【0007】

このような現象を避けるために、送受信ビームの遅延精度を向上させたり、素子を微細化する等、サイドローブの出現を抑える工夫がなされてきた。しかしながら、これらの手法には限界があり、まだ、十分なレベルまでサイドローブが低



減されているとは言えない。また、超音波ビームを大きくステアリングする場合や、超音波をマルチビーム送信する場合には、サイドローブ成分のレベルがさらに高くなり、これを軽減することがさらに困難になる。そのため、画質への影響が大きな問題になっている。

#### 【0008】

特許文献1には、超音波をマルチビーム送受信する際に、サイドローブによる影響を低減するために、次のような技術が開示されている。即ち、1つの送信ビームに対して、複数の受信ビームを形成する方法や、複数の送信ビームの周波数を変えたり、バーカ（Barker）符号やゴレイ（Golay）符号等を用いて送信ビームを符号化することにより送信ビームを識別し、受信された超音波エコーとの相関を取る方法が挙げられている。また、メインローブとサイドローブとの間には、ナル（null）ラインと呼ばれる音圧が概ね0となる領域が存在するので、その領域に、別の超音波ビームのメインローブをアライメントする方法や、単に送信ビーム間隔を離す方法、送信ビームの中心周波数をずらす方法も挙げられている。しかしながら、これらの方法はサイドローブの発生を抑制しようとするものであり、いずれにしても、サイドローブを低減できる程度には限界がある。

#### 【0009】

ところで、近年、医療用画像技術分野において大きく発達したものの1つとして、X線CT（computed tomography）が挙げられる。X線CTとは、被検体に複数の方向からX線を照射し、被検体を透過したX線に基づいて被検体の断層像を生成する技術である。しかしながら、高画質のX線CT画像を得るためには、異なる数百方向から被検体を透過したX線信号が必要とされるため、X線源及びX線検出部を回転させるための複雑で精密な機構や、膨大な量のデータを処理するための多大な時間と高性能のデータ処理装置等が必須である。そのため、装置が大がかり且つ高価となり、一般への普及を阻む要因となっていた。また、被検体に照射されるX線の被曝量も問題となっていた。

#### 【0010】

そのような問題を解決するために、特許文献2には、投影方向が少なくとも良質な画像を高速に得ることができるCT装置が開示されている。このCT装置に

においては、予め定められた複数の異なる透過経路と格子状に区切られた計算空間の各々の画素が、上記透過経路を透過線が通ったときの投影値に及ぼす各画素毎の影響の度合いである影響係数との関係を行列表示した投影モデル行列を、特異値分解して予め算出した一般化逆行列を記憶しておき、異なる方向から投影されたX線の交点（格子状に区切られた計算空間）における投影値と、上記一般化逆行列とを用いて画像表示のためのデータを生成することが行われている。

しかしながら、この手法は、異なる複数の透過経路における投影値（透過経路の積分値）から、これらの透過経路の交わる格子点における信号を推定するものであり、このような技術を、被検体から反射された超音波エコーの音圧強度から被検体に関する情報を得る超音波撮像にそのまま適用することはできない。

#### 【0011】

##### 【特許文献1】

米国特許第6179780号明細書

##### 【特許文献2】

特開平9-161041号公報

#### 【0012】

##### 【発明が解決しようとする課題】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、サイドローブによる影響が低減された画質の良い超音波画像を得ることができる超音波送受信装置及び方法を提供することを目的とする。

#### 【0013】

##### 【課題を解決するための手段】

以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波送受信装置は、超音波を送信し、被検体から反射された超音波エコーを受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動する駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が少なくとも1つの超音波ビームを形成するように、駆動信号発生手段を制御する送信制御手段と、複数の超音波トランスデューサによって受信された超音波エコーに基づいて得られた複数の検出信号に対して

被検体内の少なくとも 1 つの領域に受信焦点を形成するように受信フォーカス処理を施すことにより、上記少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号を求める信号処理手段と、超音波ビームを送信することによって形成される音圧強度分布と信号処理手段において施される受信フォーカス処理とに基づいて設定された複数の異なる音圧強度プロファイルを記憶する記憶手段と、少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号と、上記複数の異なる音圧強度プロファイルとに基づいて、上記少なくとも 1 つの領域に関する画像データを算出する算出手段とを具備する。

#### 【0014】

ここで、上記信号処理手段が、被検体内の複数の領域にそれぞれ関する複数の検出信号を求め、上記算出手段が、該複数の検出信号と該複数の領域に関する異なる複数の音圧強度プロファイルとを用いて、複数の領域に関する画像データを算出しても良い。また、上記信号処理手段が、被検体内の 1 つの領域に関する複数の検出信号を求め、上記算出手段が、該複数の検出信号と、該 1 つの領域に関する異なる複数の音圧強度プロファイルとを用いて、1 つの領域に関する画像データを算出しても良い。さらに、上記信号処理手段が、被検体内の複数の領域の各々に関する複数の検出信号を求め、上記算出手段が、該複数の検出信号と、該複数の領域に関する異なる複数の音圧強度プロファイルとを用いて、前記複数の領域に関する画像データを算出しても良い。

#### 【0015】

また、本発明に係る超音波送受信方法は、超音波を送信し、被検体から反射された超音波エコーを受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイを用いて超音波を送受信する方法であって、複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動することにより少なくとも 1 つの超音波ビームを送信するステップ (a) と、複数の超音波トランスデューサによって受信された超音波エコーに基づいて得られた複数の検出信号に対して被検体内の少なくとも 1 つの領域に受信焦点を形成するように受信フォーカス処理を施すことにより、上記少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号を求めるステップ (b) と、ステップ (b) において施される受信フォーカス処理とに基づいて設定された複数

の異なる音圧強度プロファイルと、上記少なくとも 1 つの領域に関する複数の検出信号とに基づいて、上記少なくとも 1 つの領域に関する画像データを算出するステップ (c) とを具備する。

#### 【0016】

本発明によれば、音圧強度プロファイルと検出信号とに基づいて、サイドローブのない状態の超音波エコー信号を推定するので、サイドローブによる影響が低減された良質な超音波画像を得ることができる。

#### 【0017】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。

#### 【0018】

本実施形態に係る超音波送受信装置は、超音波トランスデューサアレイ 10 を含んでいる。超音波トランスデューサアレイ 10 は、例えば、マトリクス状に配列された複数の超音波トランスデューサを含んでいる。超音波トランスデューサアレイ 10 は、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、伝搬する超音波を受信して検出信号を出力する。これらの超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、P(VDF)（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電素子）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。このような振動子の電極に、パルス状の電気信号或いは連続波電気信号を送って電圧を印加すると、圧電素子は伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状或いは連続的な超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

#### 【0019】

或いは、超音波トランスデューサとして、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

#### 【0020】

また、本実施形態に係る超音波送受信装置は、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、送受信切換部15とを含んでいる。走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部12は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部13は、走査制御部11において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部12に記憶されている複数の遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。

#### 【0021】

駆動信号発生部14は、例えば、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ対応する複数のパルサーによって構成されている。複数のパルサーの各々は、送信制御部13において設定された遅延時間に基づいて、駆動信号を発生する。送受信切換部15は、駆動信号発生部14における駆動信号の発生と、信号処理部21における検出信号の取り込みとを、走査制御部11の制御に従って所定のタイミングで切り替える。このように検出信号の読み取り時間帯を限定することにより、被写体の特定の深さから反射されたエコー信号を検出することができる。

#### 【0022】

さらに、本実施形態に係る超音波送受信装置は、信号処理部21と、1次記憶部22と、受信遅延パターン記憶部23と、受信制御部24と、2次記憶部25と、強度プロファイル記憶部31と、原データ算出部32と、3次記憶部33と、画像処理部34と、表示部35とを含んでいる。

**【0023】**

信号処理部 21 は、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ対応する複数のラインを含んでいる。信号処理部 21 の複数のラインの各々は、対応する超音波トランスデューサから出力された検出信号を所定のタイミングで取り込み、対数増幅、検波、S T C（センシティビティタイムコントロール）、フィルタ処理、A/D変換等の信号処理を行う。1 次記憶部 22 は、信号処理部 21 において信号処理された検出信号を、ラインごとに時系列に記憶する。

**【0024】**

受信遅延パターン記憶部 23 は、複数の超音波トランスデューサから出力された複数の検出信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 24 は、走査制御部 11 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 23 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて複数の検出信号に遅延をかけて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線データが形成される。2 次記憶部 24 は、受信制御部 24 において形成された音線データを記憶する。

**【0025】**

強度プロファイル記憶部 31 は、複数の異なる音圧強度プロファイル（単に、強度プロファイル又はプロファイルともいう）を記憶している。強度プロファイルは、複数の異なる方向に超音波ビームが送信されてから所定の時間経過後に到達する面に含まれる複数の領域における音圧強度又は音圧強度比を表している。

ここで、超音波ビームが送信されてから所定の時間経過後に到達する面のことを等時間面という。等時間面に含まれる複数の領域においては、超音波ビームの送信位置からの距離がほぼ等しいと考えられる。強度プロファイルは、等時間面に含まれる複数の領域の位置（方向）と音圧強度又は音圧強度比との関数によって表される。

**【0026】**

超音波が送受信される空間には、超音波ビームを送信することによって形成さ

れる音圧強度分布と受信制御部 24 において施される受信フォーカス処理とによって、音圧強度の空間分布（音場）が形成されていると想定される。本実施形態においては、検出信号におけるサイドローブの影響を除去するために、このような音圧強度の空間分布を利用している。

#### 【0027】

強度プロファイル記憶部 31 に記憶されている複数の強度プロファイルは、超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信フォーカス処理、即ち、受信方向及び受信焦点の深さとに基づいて設定されている。或いは、音圧強度プロファイルを設定するための要素として、超音波トランスデューサアレイ 10 に含まれる素子の内、使用される素子の数、素子ピッチ、使用される素子の開口径、開口内重み付けを含む開口条件を含めても良い。このような強度プロファイルは、上記の開口条件や、送信遅延パターンを含む送信条件や、受信遅延パターンを含む受信条件に基づいて音場をシミュレートすることにより求めることができる。或いは、散乱ファントムに対してこれらの条件に基づいて超音波ビームを送受信し、計測によって得られた超音波エコーの強度比を用いて強度プロファイルを求めても良い。

#### 【0028】

原データ算出部 32 は、走査制御部 11 において設定された送信方向及び受信方向に基づいて、強度プロファイル記憶部 31 に記憶されている複数のプロファイルの中から所定のプロファイルを選択し、そのプロファイルと、2 次記憶部 25 に記憶されている音線データに含まれる所定の等時間面における計測データとに基づいて、サイドローブ成分が抑制された画像データ（原データ）を算出する。3 次記憶部 33 は、原データ算出部 32 において算出された画像データを記憶する。

#### 【0029】

画像処理部 34 は、3 次記憶部 33 に記憶されている画像データに基づいて 2 次元又は 3 次元画像データを構成すると共に、ゲイン調整、コントラスト調整、階調処理、レスポンス強調処理、補間処理等の画像処理を行う。表示部 35 は、画像処理部 34 において画像処理された画像データを走査変換して超音波画像を

表示する。表示部 35 は、例えば、CRT や LCD 等のディスプレイ装置を含んでいる。

#### 【0030】

次に、本実施形態における超音波送受信の原理について、図 2 ～図 4 を参照しながら説明する。

図 2 の (a) に示すように、TA 方向、TB 方向、TC 方向における等時間面 PH1 上の領域 A、B、C に関する原データ  $x_A$ 、 $x_B$ 、 $x_C$  を取得することについて考える。ここで、等時間面 PH1、PH2、PH3 は、送信されてから  $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$  時間後に超音波ビームがそれぞれ達する面である。また、原データとは、サイドローブ成分による影響が低減された、各領域に関する情報を表す理想的なデータのことである。超音波ビームをこれらの 3 つの方向に向けてマルチビーム送信すると、音場には、少なくとも 3 つのローブ（極大）が発生する。そこで、図 2 の (a) に示す TA 方向、TB 方向、TC 方向に強いローブが生じるように送信ビームを形成して送信する。所望の送信ビームを形成するためには、超音波トランスデューサアレイ 10 に含まれる素子の内、使用される素子の数、素子ピッチ、使用される素子の開口径、開口内重み付けを含む開口条件や、送信遅延パターンを含む送信条件を用いれば良い。これにより、被検体内の空間には、図 2 の (b) に示すような送信ビームプロファイルを有する音場が形成される。

#### 【0031】

一方、図 3 の (a) に示すように、超音波エコーを受信する際には、それぞれの方向における所定の深さ（例えば、等時間面 PH1）に受信焦点を形成するように、検出信号に対して受信フォーカス処理を行う。図 3 の (b) は、TA 方向、TB 方向、TC 方向のそれぞれについて受信フォーカス処理を行うことにより得られる受信ビーム RX1、RX2、RX3 のプロファイルを表している。

#### 【0032】

従って、図 4 に示すように、実際に超音波ビームを送信し、受信したエコーを受信フォーカスすることによって得られる強度プロファイルは、送信ビームプロファイルと受信ビームプロファイルとを掛け合わせたものになる。図 4 において



、 $\alpha_A$ 、 $\beta_A$ 、 $\gamma_A$ は、送信ビームTXと受信ビームRX1とによって決定される3つのローブに対応する音圧強度比を表している。同様に、 $\alpha_B$ 、 $\beta_B$ 、 $\gamma_B$ 、又は、 $\alpha_C$ 、 $\beta_C$ 、 $\gamma_C$ は、送信ビームTXと、受信ビームRX2又はRX3とによってそれぞれ決定される3つのローブに対応する音圧強度比をそれぞれ表している。

### 【0033】

図4に示すように、所定の方角に向けて受信フォーカス処理を行っても、実際に受信された超音波エコーに基づいて得られた計測データには、異なる方向からの信号成分が混ざっている。例えば、送信時刻から $t_1 \times 2$ 時間後に受信された超音波エコーに基づいて得られた計測データ $y_A$ には、領域Aに関する情報を表す原データ $x_A$ の他に、TB方向及びTC方向から受信される信号 $x_B$ 及び $x_C$ の一部の成分が含まれている。そこで、計測データ $y_A$ が、これら3方向(TA、TB、TC)からの超音波エコー信号を、上記の音圧強度比によって重み付け加算することによって得られたものであるとすると、計測データ $y_A$ は次式のよう

$$y_A = \alpha_A \cdot x_A + \beta_A \cdot x_B + \gamma_A \cdot x_C$$

同様に、計測データ $y_B$ 及び $y_C$ を、強度プロファイルを用いて表すと、次のような連立一次方程式が得られる。

$$y_A = \alpha_A \cdot x_A + \beta_A \cdot x_B + \gamma_A \cdot x_C$$

$$y_B = \alpha_B \cdot x_A + \beta_B \cdot x_B + \gamma_B \cdot x_C$$

$$y_C = \alpha_C \cdot x_A + \beta_C \cdot x_B + \gamma_C \cdot x_C \quad \cdots (1)$$

### 【0034】

そこで、予め求められている強度プロファイルにおける音圧強度比 $\alpha_A$ 、 $\alpha_B$ 、…と、計測データ $y_A$ 、 $y_B$ 、 $y_C$ とを用いて連立方程式(1)を解くことにより、原データ $x_A$ 、 $x_B$ 、 $x_C$ を求めることができる。

さらに、超音波ビームの送信方向TA、TB、…を変えながら全ての等時間面PH1、PH2、…についてこのような演算を行うことにより、空間内の全ての領域について、原データを推定することができる。

### 【0035】

以上においては、超音波ビームを3方向に向けて送信し、3つの計測データの各々には異なる方向から伝搬した超音波エコーの成分が混ざっているものと考えて、3つの原データを推定することについて説明した。しかしながら、送信ビームの数と、用いられる計測データの数と、推定できる原データの数とは、一致していなくても構わない。

#### 【0036】

例えば、図5の(a)に示すように、TA、TB、TCの3方向に向けてマルチビーム送信し、受信した超音波エコーをTA、TB、TC、TD、TEの5方向について受信フォーカス処理を行い、5つの計測データを取得しても良い。この場合には、図5の(b)に示すように、5つの強度プロファイルが用いられる。これより、等時間面PH1における5つの計測データ $y_A$ 、 $y_B$ 、 $y_C$ 、 $y_D$ 、 $y_E$ は、強度プロファイルと等時間面PH1における原データ $x_A$ 、 $x_B$ 、 $x_C$ 、 $x_D$ 、 $x_E$ とを用いて、次式のように表される。

$$\begin{aligned} y_A &= \alpha_A \cdot x_A + \beta_A \cdot x_B + \gamma_A \cdot x_C + \delta_A \cdot x_D + \epsilon_A \cdot x_E \\ y_B &= \alpha_B \cdot x_A + \beta_B \cdot x_B + \gamma_B \cdot x_C + \delta_B \cdot x_D + \epsilon_B \cdot x_E \\ y_C &= \alpha_C \cdot x_A + \beta_C \cdot x_B + \gamma_C \cdot x_C + \delta_C \cdot x_D + \epsilon_C \cdot x_E \\ y_D &= \alpha_D \cdot x_A + \beta_D \cdot x_B + \gamma_D \cdot x_C + \delta_D \cdot x_D + \epsilon_E \cdot x_E \\ y_E &= \alpha_E \cdot x_A + \beta_E \cdot x_B + \gamma_E \cdot x_C + \delta_E \cdot x_D + \epsilon_E \cdot x_E \\ &\dots (2) \end{aligned}$$

この連立方程式(2)を解くことにより、原データ $x_A \sim x_E$ を推定することができる。

#### 【0037】

このように、より多くの超音波エコー成分が計測データに混入していると想定して式の数を増やすことにより、原データの推定精度を上げることができる。例えば、3方向にマルチビーム送信する場合においても、10方向以上から伝搬した超音波エコー成分が混入するとして連立方程式を構成しても良い。

#### 【0038】

ところで、連立方程式(1)や(2)においては、未知数(原データ)の数と方程式の数が一致しているので、未知数が一意に定まる。しかしながら、複数の

計測データに1つでも信頼性の低いデータが含まれている場合には、全ての原データの推定精度が落ちてしまう。そこで、方程式の数が未知数の数よりも多くなるように連立方程式を構成することにより、解の安定性を高めることができる。

### 【0039】

連立方程式を構成する式の数を増やすためには、所定の領域に関する複数の計測データと、それらの取得条件に対応する異なる複数の強度プロファイルを準備する必要がある。そのためには、超音波トランスデューサアレイ10の開口条件、超音波ビームの送信条件又は受信条件のいずれか、或いは、その全てを変更して超音波ビームを送受信すれば良い。例えば、図2の(a)に示すTA方向の等時間面PH1における領域Aについて、一連の検出信号に対して異なる2種類の受信遅延パターンを用いて受信フォーカス処理を行うことにより、2種類の計測データ $y_{A1}$ 及び $y_{A2}$ を求めることができる。これは、例えば、焦点深度を変えて受信フォーカスを設定すること等により可能である。また、図6に示すように、2種類の受信遅延パターンに対応する2つの強度プロファイルPR1（音圧強度比 $\alpha_{A1}$ 、 $\beta_{A1}$ 、 $\gamma_{A1}$ ）及びPR2（音圧強度比 $\alpha_{A2}$ 、 $\beta_{A2}$ 、 $\gamma_{A2}$ ）を得ることができる。同様に、TB方向及びTC方向の各々についても、複数の計測データと複数の強度プロファイルを得る。これらの計測データを、領域A、B、Cに関する原データ $x_A$ 、 $x_B$ 、 $x_C$ と強度プロファイルとを用いて表すことにより、3つの未知数に対して、6つの式から構成される連立方程式(3)を構成することができる。

$$\begin{aligned} y_{A1} &= \alpha_{A1} \cdot x_A + \beta_{A1} \cdot x_B + \gamma_{A1} \cdot x_C \\ y_{A2} &= \alpha_{A2} \cdot x_A + \beta_{A2} \cdot x_B + \gamma_{A2} \cdot x_C \\ y_{B1} &= \alpha_{B1} \cdot x_A + \beta_{B1} \cdot x_B + \gamma_{B1} \cdot x_C \\ y_{B2} &= \alpha_{B2} \cdot x_A + \beta_{B2} \cdot x_B + \gamma_{B2} \cdot x_C \\ y_{C1} &= \alpha_{C1} \cdot x_A + \beta_{C1} \cdot x_B + \gamma_{C1} \cdot x_C \\ y_{C2} &= \alpha_{C2} \cdot x_A + \beta_{C2} \cdot x_B + \gamma_{C2} \cdot x_C \quad \cdots (3) \end{aligned}$$

### 【0040】

次に、本発明の第1の実施形態に係る超音波送受信方法について、図1～図4、及び、図7を参照しながら説明する。図7は、本実施形態に係る超音波送受信

方法を示すフローチャートである。

#### 【0041】

まず、ステップS1において、走査制御部11は、超音波ビームの送信方向を設定する。これにより、送信制御部13は、例えば、図2の(b)に示すように、所定の送信遅延パターンに基づいて、駆動信号発生部14に遅延時間を設定する。

ステップS2において、駆動信号発生部14が駆動信号を発生すると、例えば、図2の(a)に示すように、設定された方向に向け、設定された数の超音波ビームが送信される。

#### 【0042】

ステップS3において、超音波トランスデューサアレイ10は、送受信切換部15の切換により、所定のタイミングで超音波エコーを受信する。超音波トランスデューサアレイ10に含まれる複数の超音波トランスデューサの各々は、受信した超音波エコーに基づいて電気信号(検出信号)を発生する。

ステップS4において、信号処理部21は、複数の超音波トランスデューサの各々から出力された検出信号に対して、対数増幅、STC、フィルタ処理、A/D変換等の信号処理を施す。ステップS5において、信号処理された検出信号(デジタルデータ)は、1次記憶部22にラインごとに順次記憶される。

#### 【0043】

ステップS6において、受信制御部24は、例えば、図3の(b)に示すように、所定の受信遅延パターンに基づいて、1次記憶部22に記憶されている検出信号を用いて受信フォーカス処理を行う。これにより、走査制御部11によって設定された送信方向に対応する音線データが形成される。ステップS6において形成された音線データは、2次記憶部25に記憶される(ステップS7)。

#### 【0044】

ステップS8において、原データ算出部32は、2次記憶部25に記憶されている音線データに含まれる所定の等時間面における計測データと、強度プロファイル記憶部31に記憶されている強度プロファイル(例えば、図4参照)とを用いて、所定の等時間面における原データを算出する。

原データの算出は、次のように行われる。式(1)～(3)に示す連立方程式は、式(4)に示す行列の関係式(線形方程式)として表すことができる。

$$b = Ax \quad \cdots (4)$$

ここで、 $b$ は、計測データ  $y_A$ 、 $y_B$ 、 $\cdots$ を成分とする計測データベクトルであり、 $x$ は、原データ  $x_A$ 、 $x_B$ 、 $\cdots$ を成分とする原データベクトルである。また、 $A$ は、強度プロファイルにおける音圧強度比  $\alpha_A$ 、 $\alpha_B$ 、 $\cdots$ を成分とする  $m$ 行  $n$ 列 ( $m \geq n$ ) の行列である。具体的には、連立方程式(3)は次のように表される

【数1】

$$\begin{pmatrix} y_{A1} \\ y_{A2} \\ y_{B1} \\ y_{B2} \\ y_{C1} \\ y_{C2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_{A1} & \beta_{A1} & \gamma_{A1} \\ \alpha_{A2} & \beta_{A2} & \gamma_{A2} \\ \alpha_{B1} & \beta_{B1} & \gamma_{B1} \\ \alpha_{B2} & \beta_{B2} & \gamma_{B2} \\ \alpha_{C1} & \beta_{C1} & \gamma_{C1} \\ \alpha_{C2} & \beta_{C2} & \gamma_{C2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_A \\ x_B \\ x_C \end{pmatrix} \quad \cdots (3')$$

【0045】

式(4)において  $m = n$  の場合、即ち、行列  $A$  が正方行列で、且つ、正則である場合には、逆行列  $A^{-1}$  を求め、式(4)の両辺の左側から作用させることにより、ベクトル  $x$  を求めることができる。この場合に、逆行列  $A^{-1}$  の求め方としては、例えば、掃き出し法(ガウスの消去法)やこれを用いたLU分解法を含む直接法や、SOR法を含む反復法等を用いることができる。

また、式(4)において、 $m > n$  の場合には、最小自乗法を用いることにより、ベクトル  $x$  のもっともらしい解を求めることができる。

ステップS8において算出された原データは、3次記憶部33に記憶される(ステップS9)。

【0046】

ステップS10において、画像処理部34は、算出された原データに基づいて2次元又は3次元画像データを構成すると共に、ゲイン調整、階調処理等の画像処理を施す。次に、ステップS11において、表示部35は、画像処理された画

像データを走査変換することにより、超音波画像をディスプレイに表示する。

#### 【0047】

このように、本実施形態においては、送信ビームにおけるサイドローブの出現を抑制するのではなく、計測データと音圧強度プロファイルとに基づいて原データを推定することにより、計測データからサイドローブ成分を除去している。従って、超音波をマルチビーム送信した場合においても、サイドローブによる影響が低減された良質な超音波画像を得ることができる。

#### 【0048】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波送受信装置について、図8を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波送受信装置は、走査部位情報入力部40及び閾値設定部41を有している。また、図1における原データ算出部32の替わりに、原データ算出部42を有している。その他の構成については、図1に示す超音波送受信装置と同様である。

#### 【0049】

本実施形態に係る超音波送受信装置は、式(4)に示す連立方程式を解く際に、ムーアーペンローズ (Moore-Penrose : MP) 一般逆行列を用いるものである。その際に、特異値を切り捨てることによりランクを落とした行列を用いても良い。MP一般逆行列については、後で詳しく説明する。

#### 【0050】

走査部位情報入力部40は、例えば、オペレーションパネルに設けられており、超音波撮像の対象となる被検体の部位を入力する際に用いられる。閾値設定部41は、走査部位情報入力部40から入力された走査部位情報に基づいて、特異値を切り捨てる際に用いられる閾値を設定する。閾値設定部41は、被検体の複数の部位に対応する複数の閾値を記憶する記憶部を含んでも良い。

#### 【0051】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波送受信方法について説明する。図9は、本実施形態に係る超音波送受信方法を示すフローチャートである。

まず、ステップS21において、オペレータは、走査部位情報入力部40を用いて、撮像対象である被検体の部位を表す走査部位情報を入力する。これに応じ

て、閾値設定部 41 は、走査部位情報入力部 40 から入力された走査部位情報に基づいて特異値切り捨ての際に用いられる閾値を設定する。

#### 【0052】

次に、ステップ S1～S7 において、超音波の送受信を行い、所定の等時間面における計測データを 2 次記憶部 25 に記憶する。なお、ステップ S1～S7 における動作については、本発明の第 1 の実施形態において説明したものと同様である。

#### 【0053】

次に、ステップ S22 において、原データ算出部 42 は、強度プロファイルにおける音圧強度比  $\alpha_A$ 、 $\alpha_B$ 、…を成分とする行列 A と、2 次記憶部に記憶されている計測データベクトル b とを用いて、原データベクトル x を算出する。

#### 【0054】

ここで、ステップ S22 における原データの算出方法について、詳しく説明する。

式 (4) に示す行列の関係式 (線形方程式) は、行列 A が正方且つ正則という特別な場合には、第 1 の実施形態において説明したように、逆行列  $A^{-1}$  を直接求めることによって解くことができる。

しかしながら、一般には、行列 A の逆行列が一意に求められるとは限らない。特に、式 (3') のように、解の信頼性を高めるために未知数 (原データ) よりも式の数をもくした場合には、過剰条件方程式となり、音圧強度比を成分とする行列 A は非正方行列となるので、逆行列は存在しない。

#### 【0055】

ここで、 $m \times n$  型の行列 A に対して、 $AGA = A$  を満たす行列 G は、一般逆行列と呼ばれる。一般逆行列 G は、式 (4) の原データベクトル x に対する最小自乗解を与える。しかしながら、一般逆行列 G によって与えられる解は一般的な解であり、一意には定まらない。

#### 【0056】

そこで、一般逆行列 G に対して、一般逆行列の条件  $AGA = A$  に加え、下記の 3 条件を与える。

$$GAG = G \quad \dots (5)$$

$$(GA)^T = GA \quad \dots (6)$$

$$(AG)^T = AG \quad \dots (7)$$

ここで、行列  $A^T$  は、行列  $A$  の転置行列を意味する。

これらの条件 (5) ~ (7) を全て満足する行列  $G$  をムーア-ペンローズの一般逆行列と呼び、 $A^+$  と表す。MP 一般逆行列  $A^+$  は、行列  $A$  の最小自乗解が不定の場合に、ベクトル  $x$  のノルム最小という条件を用いて一般逆行列を一意に定めるものである。即ち、MP 一般逆行列を用いることにより、連立方程式のもっともらしい解を求めることができる。

#### 【0057】

MP 一般逆行列  $A^+$  は、特異値分解法 (singular value decomposition: SVD 法) によって求めることができる。まず、 $m \times n$  型の行列  $A$  を Householder 変換によって 2 重対角化し、さらに、QR 法によって対角化して  $r$  個の固有値  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\dots$ 、 $\lambda_r$  を求める。これにより、特異値  $\sigma_i = \sqrt{\lambda_i}$  が求められる。この  $\sigma_i$  を対角要素として持つ  $r$  次の対角行列を  $\Sigma$  とする。また、対応する対称行列  $AA^T$  及び  $A^TA$  の正規化された固有ベクトルを順に並べた  $m \times r$  行列及び  $n \times r$  を、それぞれ  $U$ 、 $V$  とする。これらを用いて、 $A$  は、式 (8) のように分解される。

$$A = U \Sigma V^T \quad \dots (8)$$

このとき、MP 一般逆行列  $A^+$  は、次 (9) のように表される。

$$A^+ = V \Sigma^+ U^T \quad \dots (9)$$

ここで、 $\Sigma^+$  は  $n \times m$  対角行列であり、 $\Sigma$  の対角要素を  $\sigma_i$  としたとき、 $\Sigma^+$  の対角要素  $\sigma_i^+$  は、次のように表される。

$$\sigma_i^+ = 1 / \sigma_i \quad (\sigma_i \neq 0)$$

$$\sigma_i^+ = 0 \quad (\sigma_i = 0)$$

#### 【0058】

式 (4) 及び (9) より、原データベクトル  $x$  は式 (10) によって求められる。

$$x = A^+ b = V \Sigma^+ U^T b \quad \dots (10)$$



実際の計算においては、行列Aのランクを落とし、圧縮された行列 $A_Q$ を用いてMP一般逆行列を求めることが望ましい。連立方程式における不安定条件緩和、即ち、項に含まれるノイズを抑制するためである。

### 【0059】

次に、連立方程式の不安定条件緩和について詳しく説明する。

誤差を含まない真の計測データを成分とするベクトルを $b_0$ 、真の原データを成分とするベクトルを $x_0$ 、ノイズを含まない真のボケ関数を $A_0$ とする。真の原データベクトル $x_0$ にボケ関数 $A_0$ を作用させることにより、真の計測データベクトル $b_0$ が得られる。

$$b_0 = A_0 x_0 \quad \cdots (4')$$

これに対して、式(4)における計測データベクトル $b$ 及びボケ関数 $A$ は、次のように表される。

$$b = b_0 + k \quad \cdots (11)$$

$$A = A_0 + \delta A \quad \cdots (12)$$

ここで、 $k$ は計測データの誤差を成分とするベクトルである。また、 $\delta A$ はボケ関数の誤差であり、 $A_0$ は真のボケ関数である。

### 【0060】

式(4)、(4') (11)、(12)を用いると、計測データ $b$ は、式(13)によって表される。

$$\begin{aligned} b &= b_0 + k = A_0 x_0 + k \\ &= (A - \delta A) x_0 + k \\ &= A x_0 - \delta A x_0 + k \\ b &= A x_0 + \epsilon \quad \cdots (13) \end{aligned}$$

ここで、 $\epsilon$ は等価雑音であり、 $\epsilon = -\delta A x_0 + k$ である。

このように、ボケ画像から原画像を求める線形逆問題は、計測データベクトル $b$ から真の原データベクトル $x_0$ を推定することに置き換えられる。

### 【0061】

ここで、式(13)の両辺にMP一般逆行列 $A^+$ を作用させる。

$$x = A^+ b = A^+ A x_0 + A^+ \epsilon \quad \cdots (14)$$

式(14)より明らかなように、例えば、 $A$ が少し振られると  $x$  が大きくしてしまう場合、即ち、 $A$ が悪条件のとき、 $A + \epsilon$ が極端に大きくなってしまう。そのような場合に、 $x = A^+ b = x_0 + A^+ \epsilon$ を  $x_0$ の推定値として用いることは適当でない。そこで、精度の良い解を求めるために、行列のランクを低減することが望ましい。なお、 $A$ が悪条件であることについては、後で詳しく説明する。

### 【0062】

式(8)及び(9)に示す行列  $A$  及び  $A^+$  の特異値分解は、次のように表現することができる。

### 【数2】

$$A = \sum_{r=1}^R \kappa_r w_r v_r^T \quad \cdots (15)$$

$$A^+ = \sum_{r=1}^R \kappa_r^{-1} v_r w_r^T \quad \cdots (16)$$

ここで  $R$  は行列  $A$  のランクを表し ( $R = \text{Rank}(A)$ )、 $\kappa_1, \kappa_2, \dots, \kappa_R$  は行列  $A$  の特異値であり、 $\kappa_1 \geq \kappa_2 \geq \dots \kappa_R > 0$  である。また、 $w_r$  は、対応する  $A A^T$  の正規化された固有ベクトルであり、 $v_r$  は、対応する  $A^T A$  の正規化された固有ベクトルである。さらに、 $\kappa_r^{-1}$  は、特異値の逆数である。

### 【0063】

式(15)において、特異値  $\kappa_r$  ( $r = 1, 2, \dots, R$ ) の内、大きいものから  $Q$  個残すことによって得られる行列を、行列  $A$  をランク  $Q$  で近似した行列  $A_Q$  とする。

### 【数3】

$$A_Q = \sum_{r=1}^Q \kappa_r w_r v_r^T$$

$$A_Q^+ = \sum_{r=1}^Q \kappa_r^{-1} v_r w_r^T \quad \cdots (17)$$

これより、真の原データ近似ベクトル  $x_Q$  は、近似された行列  $A_Q$  の MP 一般逆行列  $A_Q^+$  を用いて、式(18)によって推定することができる。

$$x_Q = A_Q^+ b \quad \cdots (18)$$

## 【0064】

このように、行列Aのランクを落とすことにより、不安定条件を緩和することができる。しかしながら、ランク低減の度合いによっては、誤差が増幅されてしまう場合がある。ランクを落とさない行列A（ランクR）によって推定される原データ推定ベクトル  $x_R$  は、式（13）を用いて、次のように表される。

## 【数4】

$$\begin{aligned} x_R &= A^+b \\ &= A^+(Ax_0 + \varepsilon) \\ x_R &= \sum_{r=1}^R ((x_0)_r + \kappa_r^{-1} \varepsilon_r) v_r \quad \cdots (19) \end{aligned}$$

式（19）より明らかなように、小さい特異値は、等価雑音をより増幅させる。そのため、小さい特異値を切り捨てるように行列Aのランクを落とすことにより、推定値の真値  $x_0$  との近似度やノイズの増幅度が変化する。

## 【0065】

原データの真値を成分とするベクトル  $x_0$  の推定値として、ランクAの行列によって求められたベクトル  $x_R$  を用いる場合に、自乗推定誤差  $S_R$  を、原データ推定ベクトル  $x_R$  と真の原データベクトル  $x_0$  との差ベクトルのノルム  $\|x_R - x_0\|$  を用いて、次のように定義する。

## 【数5】

$$S_R = \|x_R - x_0\|^2 = \sum_{n=1}^N ((x_R)_n - (x_0)_n)^2$$

ここに、式（19）を代入する。ただし、 $1 \leq r \leq R < N$  より、 $n = 1 \sim R$ 、 $R + 1 \sim N$  とした。

## 【数6】

$$S_R = \sum_{n=1}^R ((x_R)_n - (x_0)_n)^2 + \sum_{n=R+1}^N ((x_R)_n - (x_0)_n)^2$$

ここで、式（19）においては  $1 \leq r \leq R$  なので、 $r > R$  の場合には、ベクトル  $v_R = 0$  になる。従って、上式の第2項（ $R + 1 \leq n \leq N$ ）において、ベクトル  $x_R = 0$  となる。これより、式（20）が得られる。

## 【数 7】

$$\begin{aligned}
 S_R &= \sum_{n=1}^R \left( (x_0)_n + \kappa_n^{-1} \varepsilon_n - (x_0)_n \right)^2 + \sum_{n=R+1}^N \left( -(x_0)_n \right)^2 \\
 &= \sum_{n=1}^R (\kappa_n^{-1} \varepsilon_n)^2 + \sum_{n=R+1}^N (x_0)_n^2 \quad \cdots (20)
 \end{aligned}$$

## 【0066】

式(20)の第1項は、雑音の混入によって生じる誤差であり、 $\varepsilon$ をほぼ一定とすることにより推定することができる。しかしながら、第2項は、真の原データベクトル  $x_0$  が不明なので、原理的には推定不可能である。しかしながら、定性的には、ランク  $R$  を落とすと第1項は減少し、第2項は増加することが知られている。即ち、原データベクトルを推定するための最適なランク  $R$  が存在することになる。

## 【0067】

ランク  $R$  の最適値は、次のように判断することができる。ランクが低減された行列  $A_Q$  によって算出される解ベクトル（原データ近似ベクトル） $x_Q$  と、真の原データベクトル  $x_0$  との自乗推定誤差  $S_Q$  は、式(21)によって表される。

## 【数 8】

$$\begin{aligned}
 S_Q &= \|x_Q - x_0\|^2 \\
 &= \sum_{n=1}^Q (\kappa_n^{-1} \varepsilon_n)^2 + \sum_{n=Q+1}^N (x_0)_n^2
 \end{aligned}$$

式(20)を代入すると、

$$S_Q = S_R - \sum_{n=Q+1}^R \kappa_n^{-2} \varepsilon_n^2 + \sum_{n=Q+1}^R (x_0)_n^2 \quad \cdots (21)$$

式(21)より、 $S_R - S_Q$  が正の場合に、原データ近似ベクトル  $x_Q$  は原データ推定ベクトル  $x_R$  より優れた推定値、即ち、より真の原データに近い値であると判断される。

## 【0068】

ここで、 $S_R > S_Q$  が平均的に成立するか否かを判断するために、確率密度関

数を導入する。

【数 9】

$$\Delta Q = \langle S_R \rangle - \langle S_Q \rangle$$

$$\Delta Q = \sum_{n=Q+1}^R \left( \kappa_n^{-2} \langle \epsilon_n \rangle^2 - \langle (x_0)_n \rangle^2 \right) \quad \cdots (22)$$

ここで、 $\langle \cdot \rangle$  は、確率密度関数を表す。確率密度関数を  $f(n) = \langle \cdot \rangle$  とすると、確率密度関数は次のような性質を有している。

【数 10】

$$\sum_{n=1}^{\infty} f(n) = 1$$

式 (22) において、 $\Delta Q > 0$  の場合に、原データ近似ベクトル  $x_Q$  は原データ推定ベクトル  $x_R$  より優れた推定値であると判断すれば良い。式 (22) においては、等価雑音及び原データベクトルの確率密度関数が用いられている。 $\Delta Q$  を厳密に評価する場合には、これらの確率密度関数を求めておくことが望ましい。

【0069】

一方、 $\Delta Q$  を評価するために確率密度関数を求めていると、計算量が多くなるという問題が生じる。そのため、実際の計算においては、特異値を切り捨てる閾値を調節しつつ解の良し悪しを判断することにより、最適なランク  $Q$  を設定することが望ましい。この閾値は、超音波撮像の対象である部位や超音波の送受信条件によってある程度決定されるので、図 8 に示す走査部位情報入力部 40 から入力された走査部位情報に基づいて、閾値設定部 41 が閾値を設定するようにすれば良い。

【0070】

以上説明したように、MP 一般逆行列を用いることにより、行列  $A$  の条件に関わらず、線形方程式 (4) を解くことができる。

再び、図 9 を参照すると、超音波送受信装置は、ステップ  $S9 \sim S11$  において、ステップ  $S22$  において算出された原データに基づいて、超音波画像の表示を行う。なお、ステップ  $S9 \sim S11$  における動作については、本発明の第 1 の

実施形態において説明したものと同様である。

### 【0071】

なお、行列  $A$  が正方且つ正則であっても、MP 一般逆行列を用いて原データの推定を行っても良い。直接法には、高田潤一（東京工業大学大学院、理工学研究科、電気電子専攻）による波動論の講義において、次のような問題点が指摘されているからである（「波動論II」講義資料、「(9)連立方程式の解法」、平成15年3月14日検索、インターネット<URL: <http://www.mobile.ss.titech.ac.jp/~takada/hadou/>>）。

### 【0072】

線形方程式  $Ax = b$  において、 $b$  が  $\Delta b$  の誤差を含む場合に、解  $x$  の変化量  $\Delta x$  は、次式によって与えられる。

$$A(x + \Delta x) = b + \Delta b$$

$$A\Delta x = \Delta b \quad \cdots (23)$$

このとき、次の関係が成り立つ。

$$\|A\| \|\Delta x\| \geq \|\Delta b\|$$

$$\|A^{-1}\| \|b\| \geq \|x\|$$

ここで、 $\|\cdot\|$  はノルムを表す。従って、 $b$  の相対誤差と  $x$  の相対誤差との間には、次の関係がある。

$$\|\Delta x\| / \|x\| \leq \|A\| \|A^{-1}\| \|\Delta b\| / \|b\|$$

### 【0073】

また、行列  $A$  に  $\Delta A$  の誤差がある場合に、解の変化量は、式 (23) を用いて次式により与えられる。

$$(A + \Delta A)(x + \Delta x) = b$$

$$\Delta A(x + \Delta x) + A\Delta x = 0$$

このとき、次の関係が成り立つ。

$$\|A^{-1}\| \|\Delta A\| \|x + \Delta x\| \geq \|\Delta x\|$$

従って、 $A$  の相対誤差と  $x$  の相対誤差との間には、次の関係が成り立つ。

$$\|\Delta x\| / \|x + \Delta x\| \leq \|A\| \|A^{-1}\| \|\Delta A\| / \|A\|$$

### 【0074】

ここで、 $A$ に関する条件数を $\text{cond}(A) = \|A\| \|A^{-1}\|$ とすると、 $A$ 及び $b$ のいずれにも誤差が生じている場合に、 $x$ の相対誤差は最大で $\text{cond}(A)$ 倍大きくなる。なお、条件数は、行列 $A$ を特異値分解した場合における最大特異値( $\kappa_{\max}$ )と最小特異値( $\kappa_{\min}$ )との比によっても表せる。即ち、 $\text{cond}(A) = \kappa_{\max} / \kappa_{\min}$ である。

#### 【0075】

この条件数 $\text{cond}(A)$ が大きい場合に、行列 $A$ が悪条件であるという。このような場合に、高田は、解ベクトル $x$ を求める際に、直接法を用いなくて、特異値分解を用いることにより、最小ノルム解を求めるべきであると述べている。即ち、本実施形態に係る超音波送受信方法においても、行列 $A$ が悪条件の場合には、MP一般逆行列を用いて解ベクトルを用いることが望ましい。

#### 【0076】

次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波送受信方法について、図10を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波送受信方法は、図1又は図8に示す超音波送受信装置のいずれにおいても用いることが可能である。

図10の(a)に示すように、本実施形態に係る超音波送受信方法においては、1つの方向に向けて超音波ビームTXを送信し、受信された超音波エコーの検出信号について、3つの受信焦点A、B、Cを形成するように、受信フォーカス処理を施す。これにより、3つの領域における計測データ $y_A$ 、 $y_B$ 、 $y_C$ を取得することができる。また、図10の(b)に示すように、送信ビームTXと受信ビームRX1、RX2、RX3とにより、 $(\alpha_A, \beta_A, \gamma_A)$ 、 $(\alpha_B, \beta_B, \gamma_B)$ 、 $(\alpha_C, \beta_C, \gamma_C)$ をそれぞれ成分とする異なる3つの強度プロファイルが設定される。

#### 【0077】

これより、連立方程式(26)が得られる。ここで、 $x_A$ 、 $x_B$ 、 $x_C$ は、領域A、B、Cにおける原データ(推定値)を表す。

$$\begin{aligned} y_A &= \alpha_A \cdot x_A + \beta_A \cdot x_B + \gamma_A \cdot x_C \\ y_B &= \alpha_B \cdot x_A + \beta_B \cdot x_B + \gamma_B \cdot x_C \\ y_C &= \alpha_C \cdot x_A + \beta_C \cdot x_B + \gamma_C \cdot x_C \quad \cdots (26) \end{aligned}$$

この連立方程式(26)を解くことにより、原データ  $x_A$ 、 $x_B$ 、 $x_C$ を算出することができる。原データの算出方法については、本発明の第1又は第2の実施形態において説明したものと同様である。なお、図6を用いて説明したように、原データの推定精度を高めるために、連立方程式を構成する式の数を増やしても良い。

#### 【0078】

本実施形態によれば、同時に送信される超音波ビームは1つのみなので、ビーム送信時におけるサイドローブの影響を低減することができ、且つ、原データの算出により、超音波エコー信号に含まれるサイドローブ成分を低減することができる。また、受信された超音波エコーについて複数の受信焦点を形成するので、被検体内の複数の領域を表す画像データを高速に取得することができる。

#### 【0079】

本発明の第4の実施形態に係る超音波送受信方法について、図11を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波送受信方法は、図1又は図8に示す超音波送受信装置のいずれにおいても用いることが可能である。

図11の(a)に示すように、本実施形態に係る超音波送受信方法においては、1つの方向に向けて超音波ビームTXを送信し、受信された超音波エコー信号について、異なる受信遅延パターンRX1及びRX2を用いて受信フォーカス処理を施すことにより、領域Aに関する複数の計測データ  $y_{A1}$  及び  $y_{A2}$  を取得する。また、図11の(b)に示すように、受信遅延パターンを変更することにより、異なる計測データ  $y_{A1}$  及び  $y_{A2}$  にそれぞれ対応する強度プロファイルPR1及びPR2が設定される。なお、異なる強度プロファイルを設定するためには、受信フォーカス処理を含む受信条件を変更する他に、超音波ビームの送信時における超音波トランスデューサアレイ10の開口条件や、送信遅延パターンを含む送信条件を変更しても良い。

#### 【0080】

これより、連立方程式(27)が得られる。ここで、 $x$ は、領域Aにおける原データ(推定値)を表す。

$$y_{A1} = \alpha_{A1} \cdot x$$



$$y_{A2} = \alpha_{A2} \cdot x \quad \cdots (27)$$

**【0081】**

この連立方程式(27)を解くことにより、原データ $x$ を算出することができる。ここで、連立方程式(27)は、未知数 $x$ よりも式の数が多いので、過剰条件方程式となる。そのため、連立方程式(27)を解く際には、もっともらしい解を求めることになる。なお、原データの算出方法については、本発明の第1又は第2の実施形態において説明したものと同様である。

本実施形態によれば、異なる複数の強度プロファイルと複数の計測データとを用いて所定の領域に関する原データを算出するので、原データの推定精度を高めることができる。

**【0082】**

次に、本発明の第5の実施形態に係る超音波送受信方法について、図5を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波送受信方法は、図1又は図8に示す超音波送受信装置のいずれにおいても用いることが可能である。

図5に示すように、まず、TA、TB、TC方向に向けて、第1回目のマルチビーム送信を行い、受信された超音波エコーの検出信号について、TA、TB、TC、TD、TE方向における等時間面PH1上に受信焦点を形成するように、受信フォーカス処理を行う。このようにして得られた計測データ $y_{A1}$ 、 $y_{B1}$ 、 $y_{C1}$ 、 $y_{D1}$ 、 $y_{E1}$ と、それぞれの計測データに対応する強度プロファイルとを用いて、領域A、B、C、D、Eにおける原データ $x_{A1}$ 、 $x_{B1}$ 、 $x_{C1}$ 、 $x_{D1}$ 、 $x_{E1}$ を算出する。なお、原データの算出方法については、本発明の第1又は第2の実施形態において説明したものと同様である。

**【0083】**

次に、TD、TEを含む方向に向けて、第2回目のマルチビーム送信を行い、受信された超音波エコーの検出信号について、TA、TB、TC、TD、TE方向における等時間面PH1上に受信焦点を形成するように、受信フォーカス処理を行う。このようにして得られた計測データ $y_{A2}$ 、 $y_{B2}$ 、 $y_{C2}$ 、 $y_{D2}$ 、 $y_{E2}$ と、それぞれの計測データに対応する強度プロファイルとを用いて、領域A、B、C、D、Eにおける原データ $x_{A2}$ 、 $x_{B2}$ 、 $x_{C2}$ 、 $x_{D2}$ 、 $x_{E2}$

を算出する。

#### 【0084】

次に、第1回目のマルチビーム送信を行うことによって算出された原データ  $x_{A1}$ 、 $x_{B1}$ 、 $x_{C1}$ 、 $x_{D1}$ 、 $x_{E1}$  と、第2回目のマルチビーム送信を行うことによって算出された原データ  $x_{A2}$ 、 $x_{B2}$ 、 $x_{C2}$ 、 $x_{D2}$ 、 $x_{E2}$  との間で、それぞれ加算平均を取ることににより、原データ  $x_A$ 、 $x_B$ 、 $x_C$ 、 $x_D$ 、 $x_E$  を算出する。

このように、異なる条件の下で超音波のマルチビーム送受信を行い、それぞれの条件の下で算出された原データの平均を取ることににより、測定誤差を低減することができ、推定精度の高い原データを高速に求めることができる。

#### 【0085】

なお、マルチビーム送信する複数の方向を変更させないで、複数回に渡って超音波ビームの送受信を行うことにより、所定の領域A、B、C、D、Eの各々について、複数種類の原データを算出し、これらを加算平均しても良い。このような方法によっても測定誤差を低減することができる。

#### 【0086】

次に、本発明の第1～第5の実施形態に係る超音波送受信方法の変形例について、図1及び図12～図14を参照しながら説明する。図12は、本発明の第1～第5の実施形態に係る超音波送受信方法が用いられる超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。この超音波送受信装置は、図8に示す超音波送受信装置に、強度プロファイル補正部36を付加したものである。その他の構成については、図8に示す超音波送受信装置と同様である。

#### 【0087】

本発明の第1の実施形態において説明したように、原データ  $x$  を推定するためには、超音波ビームの送受信方向と等時間面とによって規定される領域における計測データと強度プロファイルとが用いられる。従って、厳密には、被検体内の全ての領域に関する原データを推定するためには、全ての方向  $T_A$ 、 $T_B$ 、…と、全ての等時間面  $PH1$ 、 $PH2$ 、…との両方に対応する強度プロファイルが必要とされる。

## 【0088】

ここで、超音波は、送信経路にある反射体との相互作用によって散乱し、また減衰する。そのため、強度プロファイルは、時間面（深さ）に応じて微妙に変化しているものと考えられる。そこで、この変形例においては、超音波の減衰を考慮しながら、任意の時間面における強度プロファイルを補正し、それを用いて原データの推定を行っている。

## 【0089】

図13は、被検体内の媒質が変化する領域における超音波ビームの様子を模式的に示している。図13に示すように、媒質の音響特性インピーダンスは、等時間面PH1において $z_1$ から $z_2$ に変化している。被検体内の媒質を伝搬する超音波ビームUSの一部は等時間面PH1から反射され、他の一部は等時間面PH1を透過する。

## 【0090】

超音波ビームの減衰の程度は、受信された超音波エコー信号の強度から推定することが可能である。例えば、ある境界において反射された超音波エコーが大きければ、その境界における超音波ビームの透過量は小さく、その後の超音波ビームは大きく減衰していると推定される。音響インピーダンス $z_1$ を有する媒質から音響インピーダンス $z_2$ を有する媒質に向けて、超音波が境界を伝搬する場合に、超音波強度の反射係数Rと透過係数Tとの関係は、式(28)及び(29)によって表される。

$$R = 10 \log \left| (z_2 - z_1) / (z_2 + z_1) \right| \quad \dots (28)$$

$$T = 1 - R \quad \dots (29)$$

そこで、ある等時間面における計測データの超音波エコー信号の強度と、その等時間面における強度プロファイルとに基づいて、次の等時間面における強度プロファイルを推定することができる。

## 【0091】

図14は、この変形例における強度プロファイルの補正動作を説明するためのフローチャートである。図14に示すように、超音波送受信装置は、ステップS1～S7において、超音波ビームを送受信することによって計測データを取得し

、ステップS 2 2において、計測データと強度プロファイルとに基づいて原データを算出する。

#### 【0092】

ステップS 3 0において、強度プロファイル補正部3 6は、ステップS 2 2において直前に求められた等時間面P H 1における原データの強度が反射係数Rに比例するとして透過係数Tを推定し、透過係数Tに基づいて、その後に用いられる等時間面P H 2上の各領域における強度プロファイルを補正する。補正された強度プロファイルは、ステップS 2 2において、等時間面P H 2における原データの算出に用いられる。なお、ステップS 3 0においては、原データを用いる代わりに、計測データの強度を用いても良い。その場合には、ステップS 2 2における原データの算出と、ステップS 3 0における強度プロファイルの補正とを並行して行うことができる。ステップS 9～S 1 1における動作については、本発明の第1又は第2の実施形態におけるものと同様である。

#### 【0093】

このように、予め設定されている強度プロファイルに対して随時補正を行うことにより、被検体内に含まれる領域の各々について、精確な原データを取得することができる。

ここで、このような強度プロファイルの補正は、被検体内に強い反射体が存在する場合には有効である。しかしながら、実際には、媒質の音響特性インピーダンスが変化する多くの領域において、反射係数は非常に小さく、ほとんどの超音波が透過するとみなすことができる。そのため、同一方向については、常に同じ強度プロファイルを用いても構わない。また、被検体内に強い反射体が存在する場合にのみ、強度プロファイルの補正を行っても良い。この場合には、強度プロファイル補正部3 6に、強度プロファイルの補正が必要となる反射係数の限界値を設定しておいても良い。

#### 【0094】

以上の実施形態においては、複数の超音波トランスデューサがマトリクス状に配列された2次元トランスデューサアレイを用いるものとして説明したが、複数の超音波トランスデューサが1次元に配列されたリニアアレイ、コンベックスア

レイ、凹面アレイ、同心のリング状に配列されたアニュラアレイ等、様々な超音波トランスデューサアレイを用いた場合においても、それぞれのアレイに対応する強度プロファイルを求めることにより、同様に精度の良い超音波画像データを得ることができる。

#### 【0095】

#### 【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、被検体に含まれる領域に関する画像データを求める際に、超音波エコーを受信することによって得られた計測データと、被検体内に形成される音圧強度プロファイルとに基づいて算出するので、サイドローブによる影響が低減された、画質の良い超音波画像を取得することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【図1】

本発明の第1の実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。

#### 【図2】

図2の(a)は、超音波トランスデューサから複数の超音波ビームが送信される様子を示す模式図であり、図2の(b)は、複数の超音波ビームを送信することにより被検体内に形成される送信ビームのプロファイルを示す図である。

#### 【図3】

図3の(a)は、受信焦点が形成された複数の受信ビームを示す模式図であり、図3の(b)は、受信ビームのプロファイルを示す図である。

#### 【図4】

送信ビームプロファイルと受信ビームプロファイルとに基づいて得られる音圧強度プロファイルを示す図である。

#### 【図5】

3方向に超音波ビームを送信し、5方向について受信フォーカス処理を行うことによって得られる音圧強度プロファイルを示す図である。

#### 【図6】

3つの領域の各々について複数の受信フォーカス処理を行うことによって得られる音圧強度プロファイルを示す図である。

【図 7】

本発明の第 1 の実施形態に係る超音波送受信方法を示すフローチャートである。

【図 8】

本発明の第 2 の実施形態に係る超音波送受信装置を示すブロック図である。

【図 9】

本発明の第 2 の実施形態に係る超音波送受信方法を示すフローチャートである。

【図 10】

本発明の第 3 の実施形態に係る超音波送受信方法を説明するための図である。

【図 11】

本発明の第 4 の実施形態に係る超音波送受信方法を説明するための図である。

【図 12】

図 8 に示す超音波送受信装置の変形例を示すブロック図である。

【図 13】

本発明の第 1 ～ 第 5 の実施形態における超音波送受信方法の変形例を説明するための図である。

【図 14】

本発明の第 1 ～ 第 5 の実施形態における超音波送受信方法の変形例を示すフローチャートである。

【図 15】

図 15 の (a) は、従来の超音波探触子に含まれるトランスデューサの構造とそこから送信される超音波ビームを示す模式図であり、図 15 の (b) は、それぞれの超音波トランスデューサに印加されるタイミングパルスを示す図である。

【符号の説明】

10 超音波トランスデューサアレイ

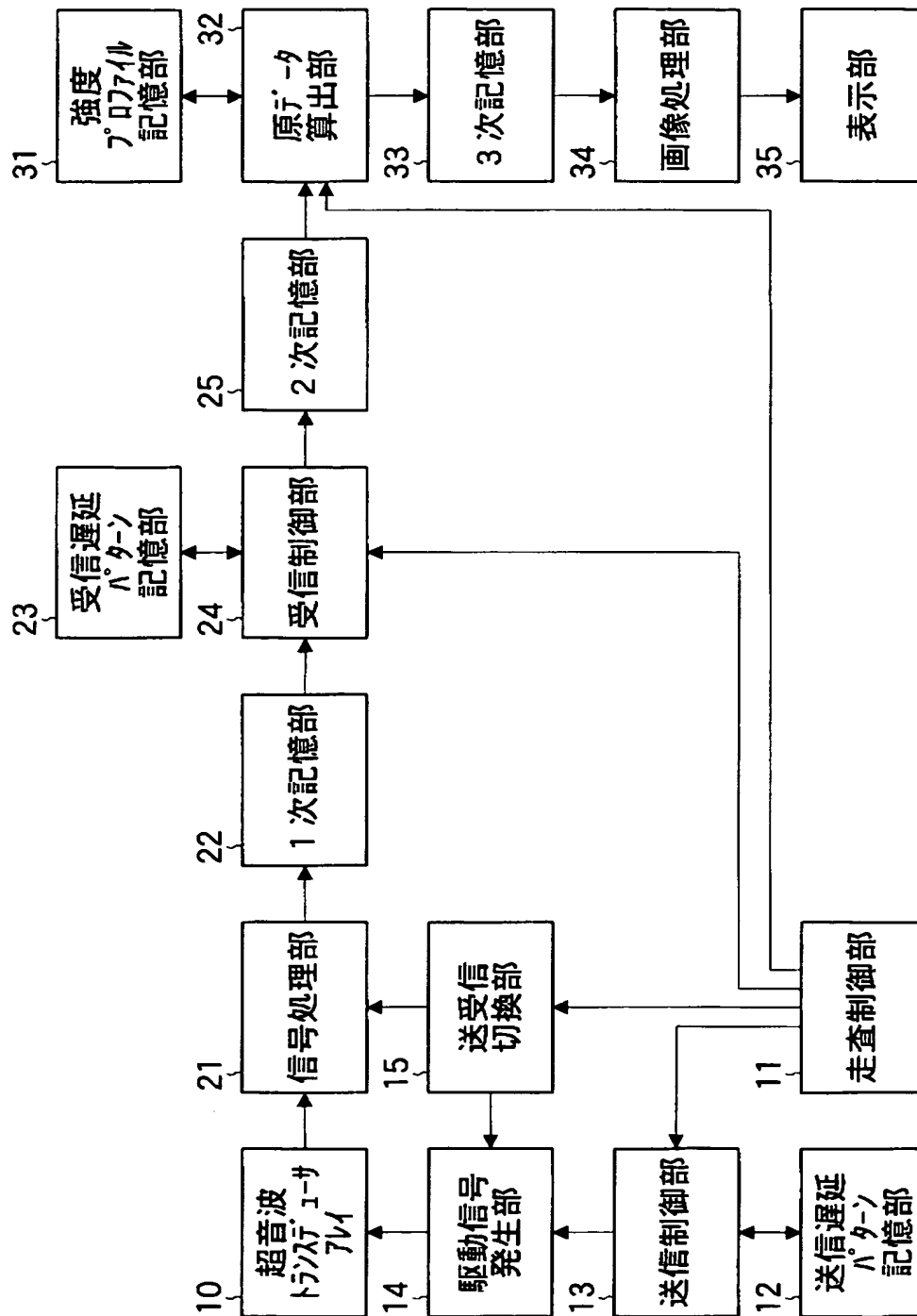
11 走査制御部

- 1 2 送信遅延パターン記憶部
- 1 3 送信制御部
- 1 4 駆動信号発生部
- 1 5 送受信切換部
- 2 1 信号処理部
- 2 2 1 次記憶部
- 2 3 受信遅延パターン記憶部
- 2 4 受信制御部
- 2 5 2 次記憶部
- 3 1 強度プロファイル記憶部
- 3 2、4 2 原データ算出部
- 3 3 3 次記憶部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 表示部
- 3 6 強度プロファイル補正部
- 4 0 走査部位情報入力部
- 4 1 閾値設定部

【書類名】

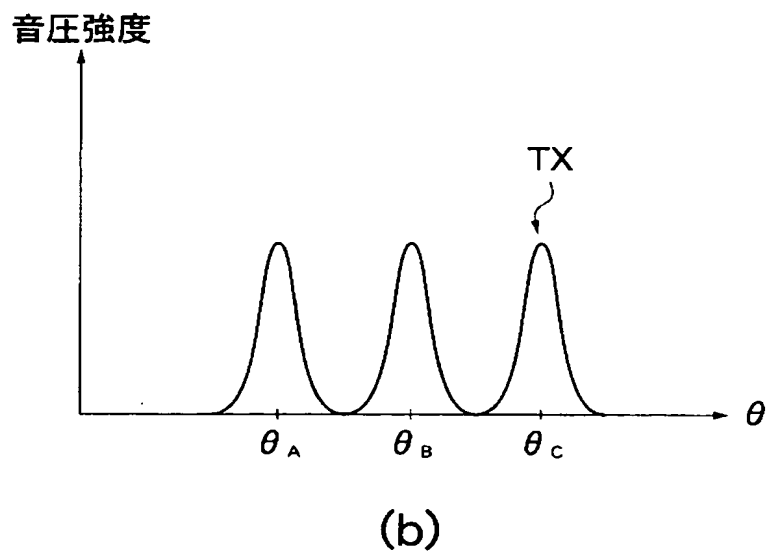
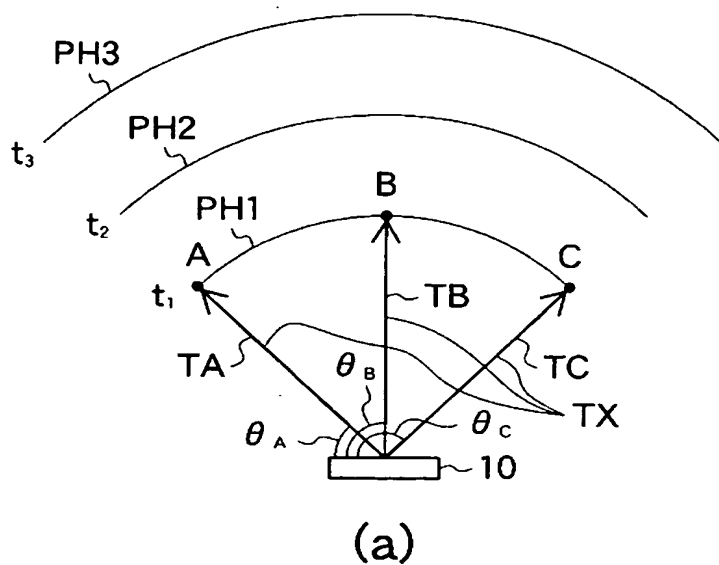
図面

【図 1】

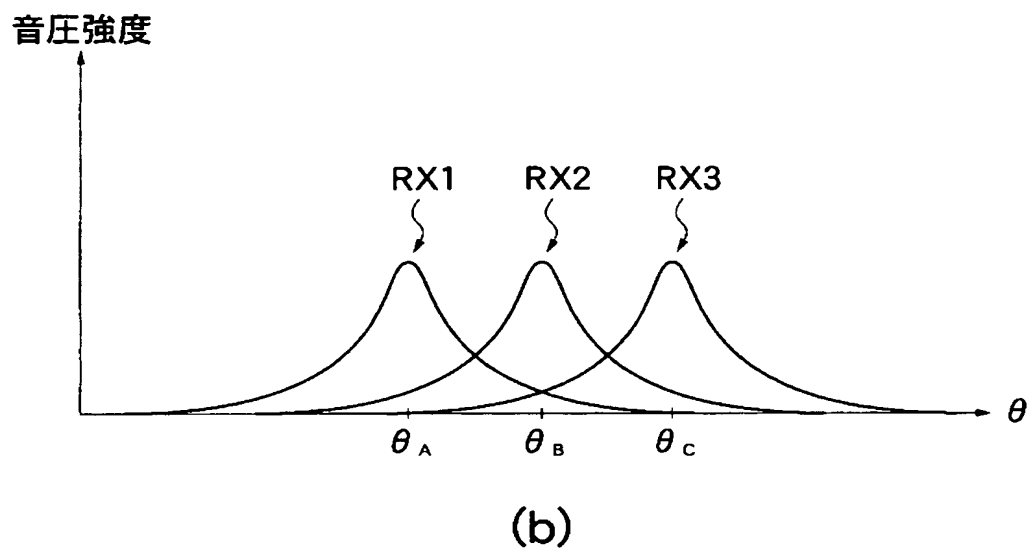
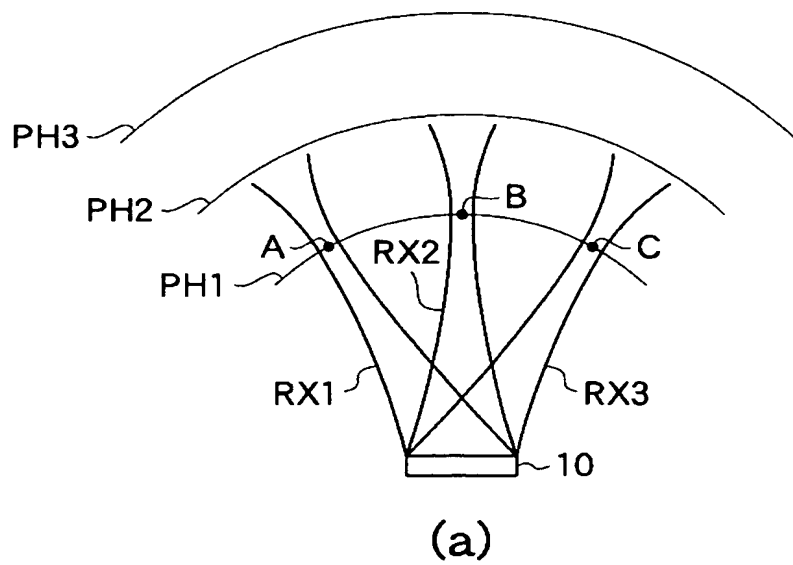




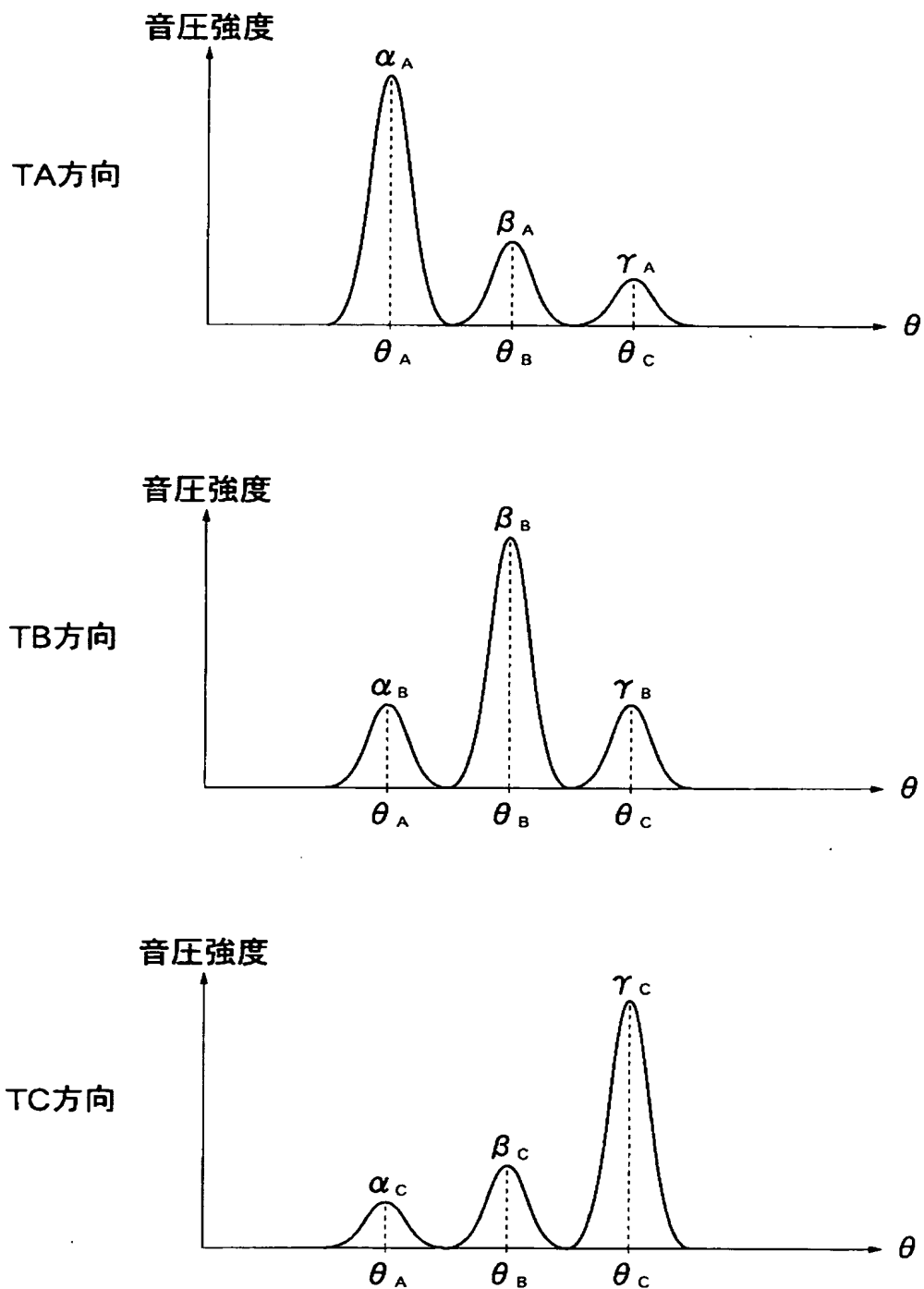
【図 2】



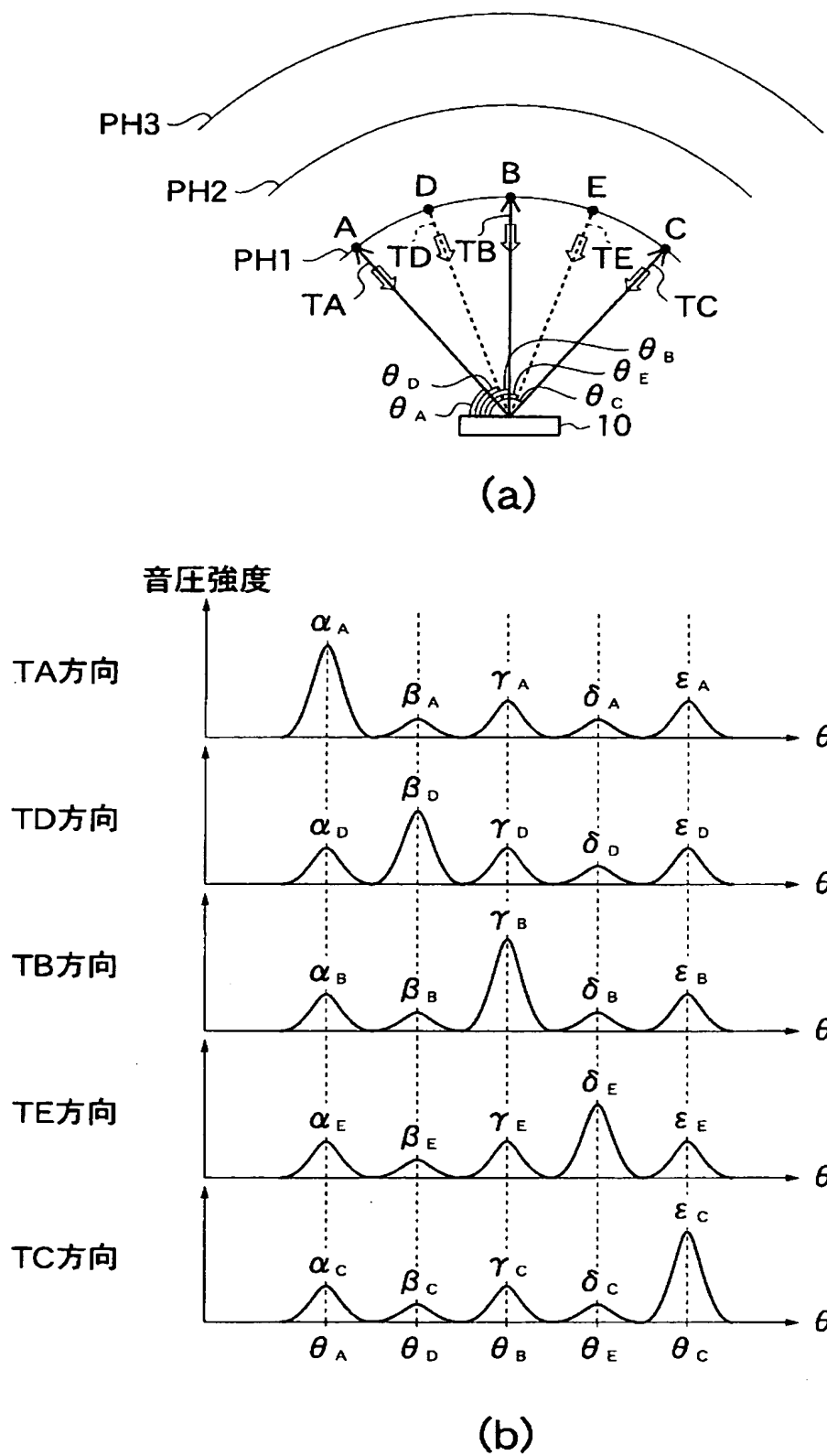
【図 3】



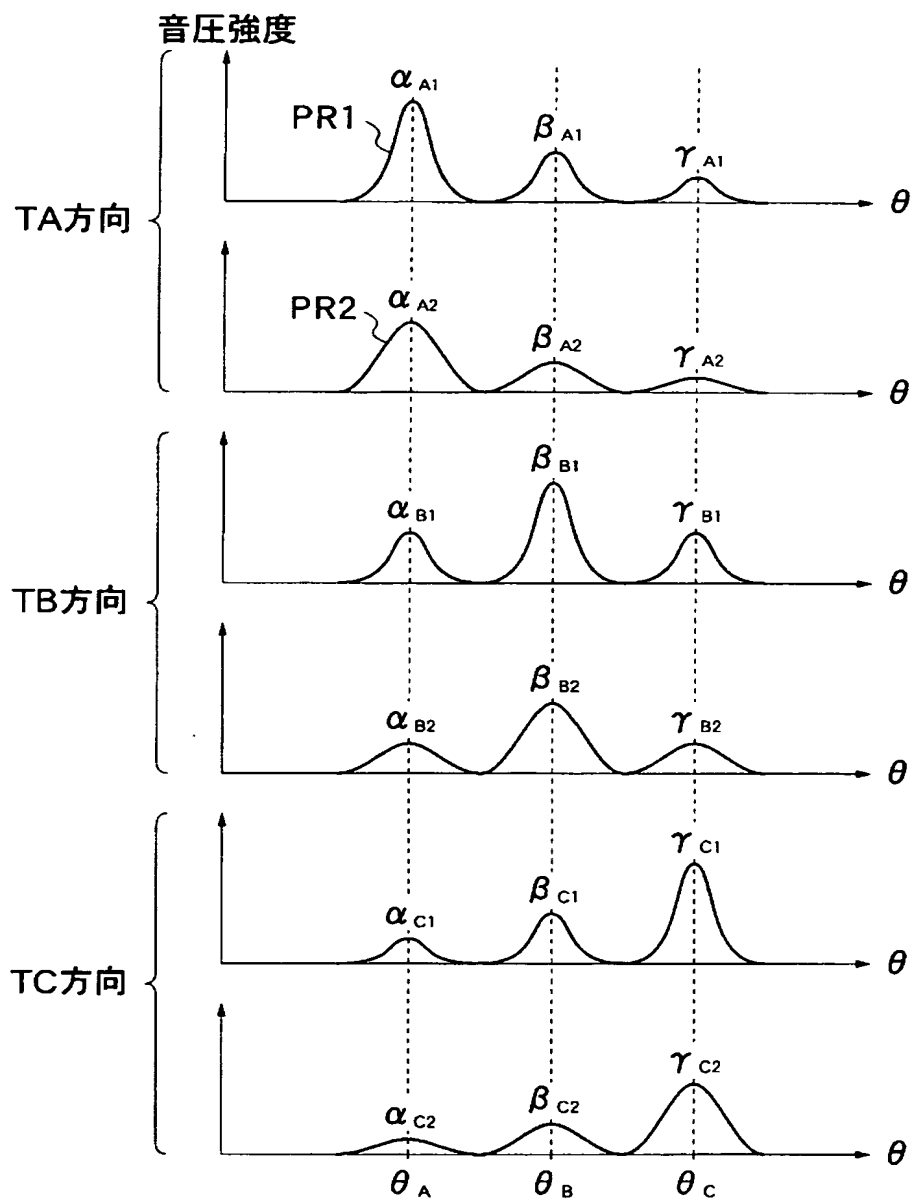
【図 4】



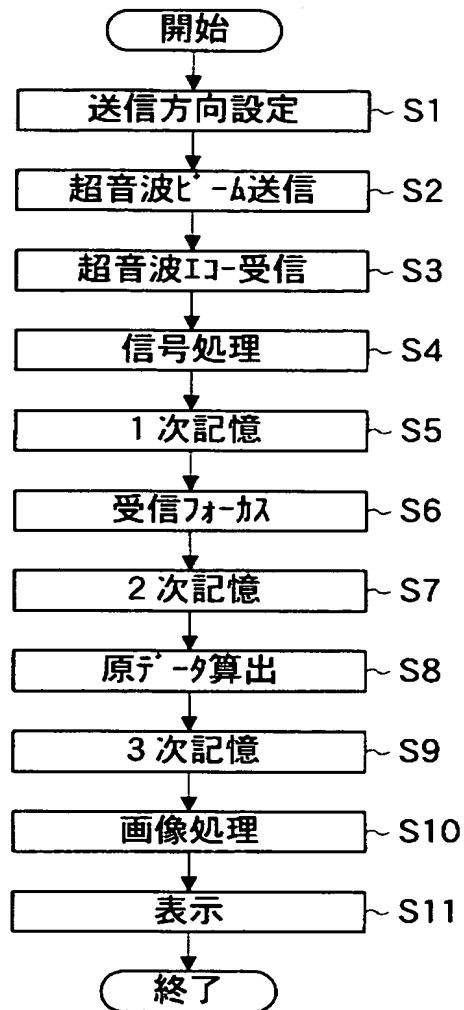
【図 5】



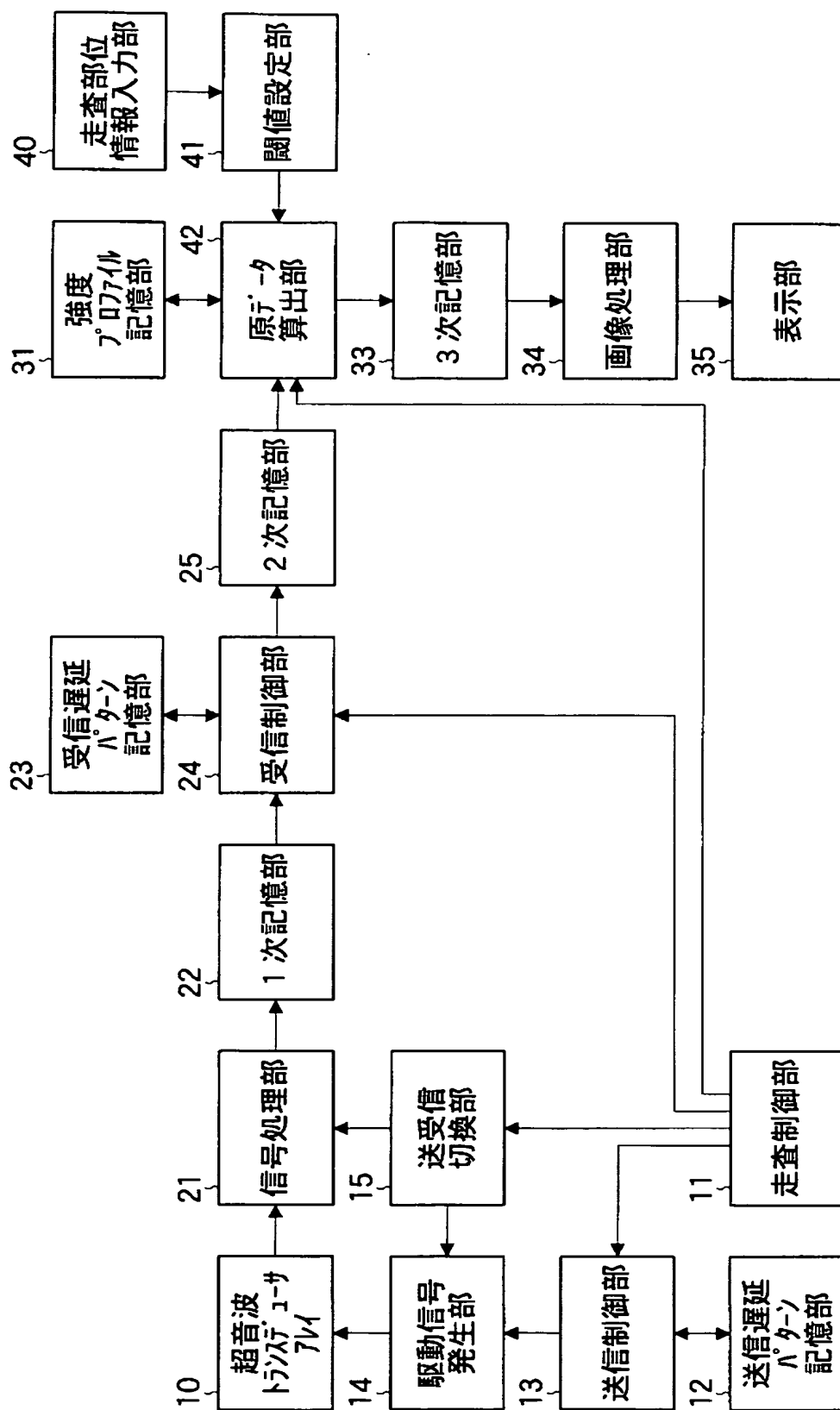
【図 6】



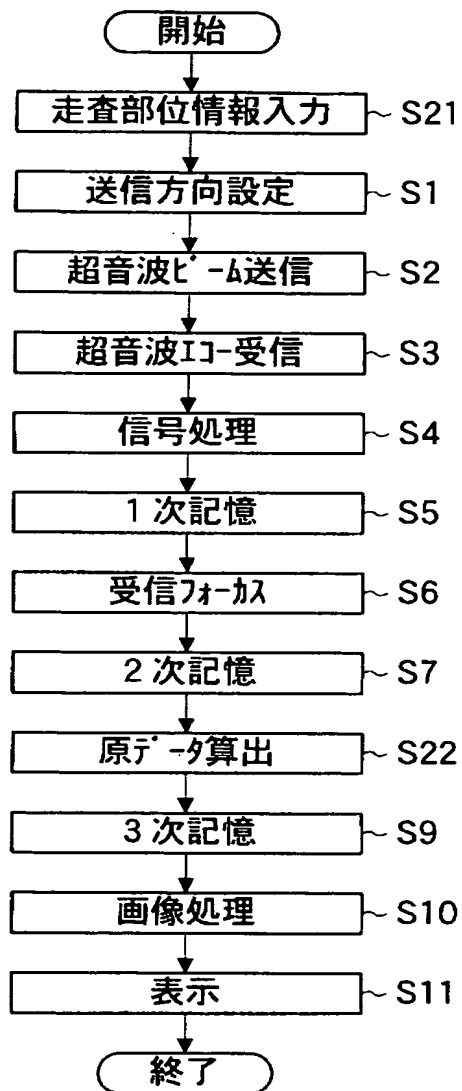
【図 7】



【図 8】

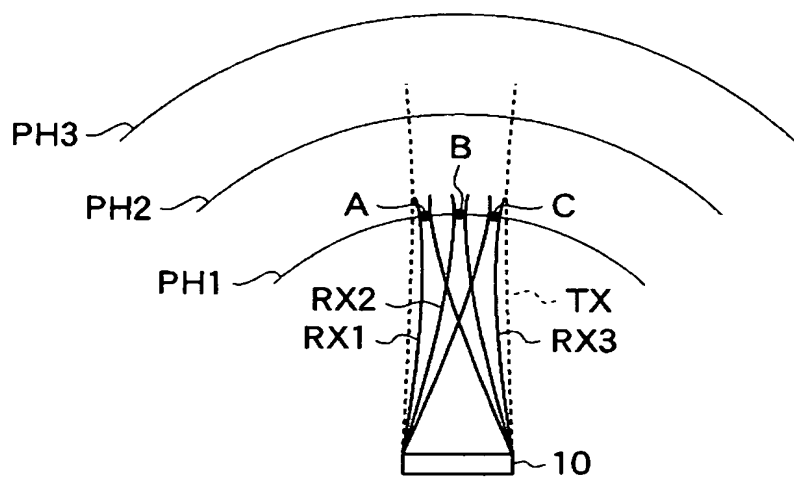


【図 9】

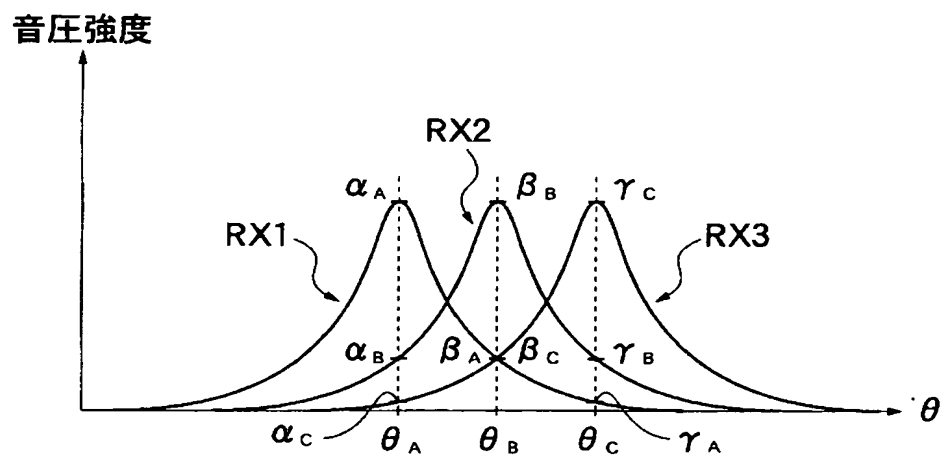




【図 10】

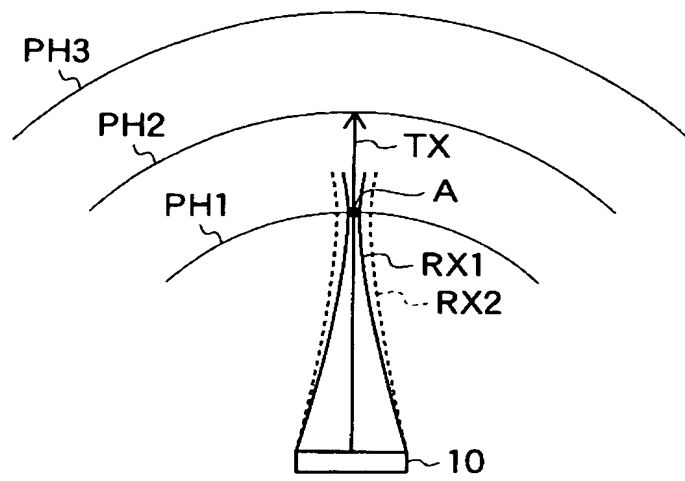


(a)

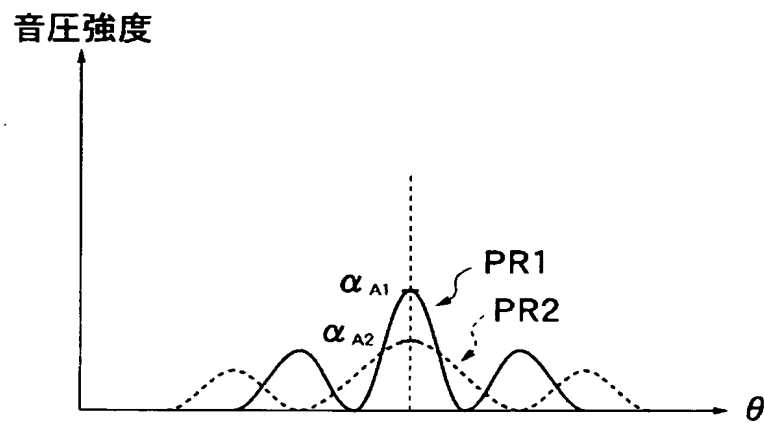


(b)

【図 11】

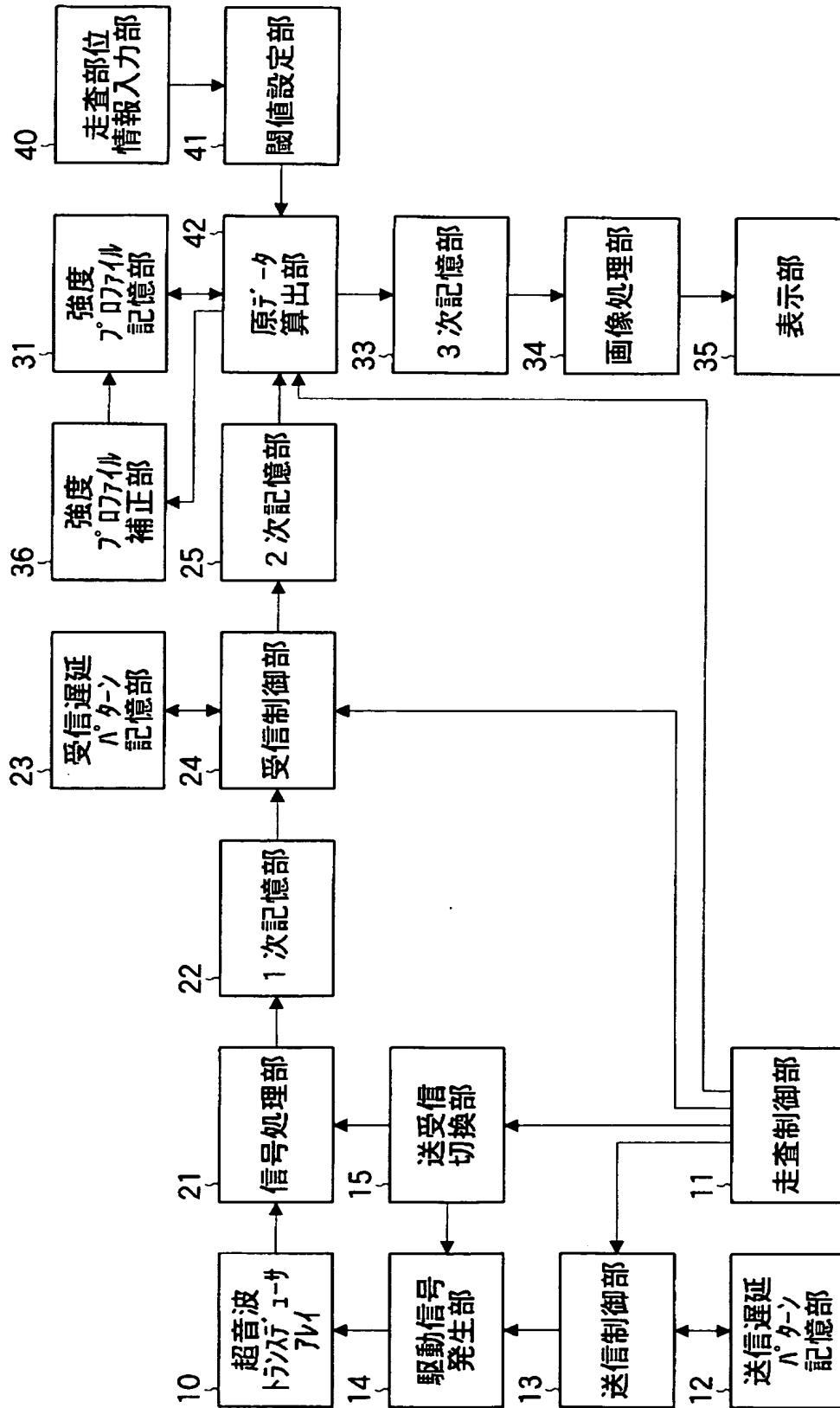


(a)

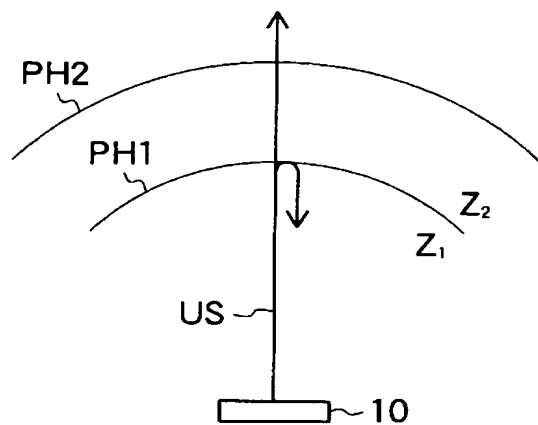


(b)

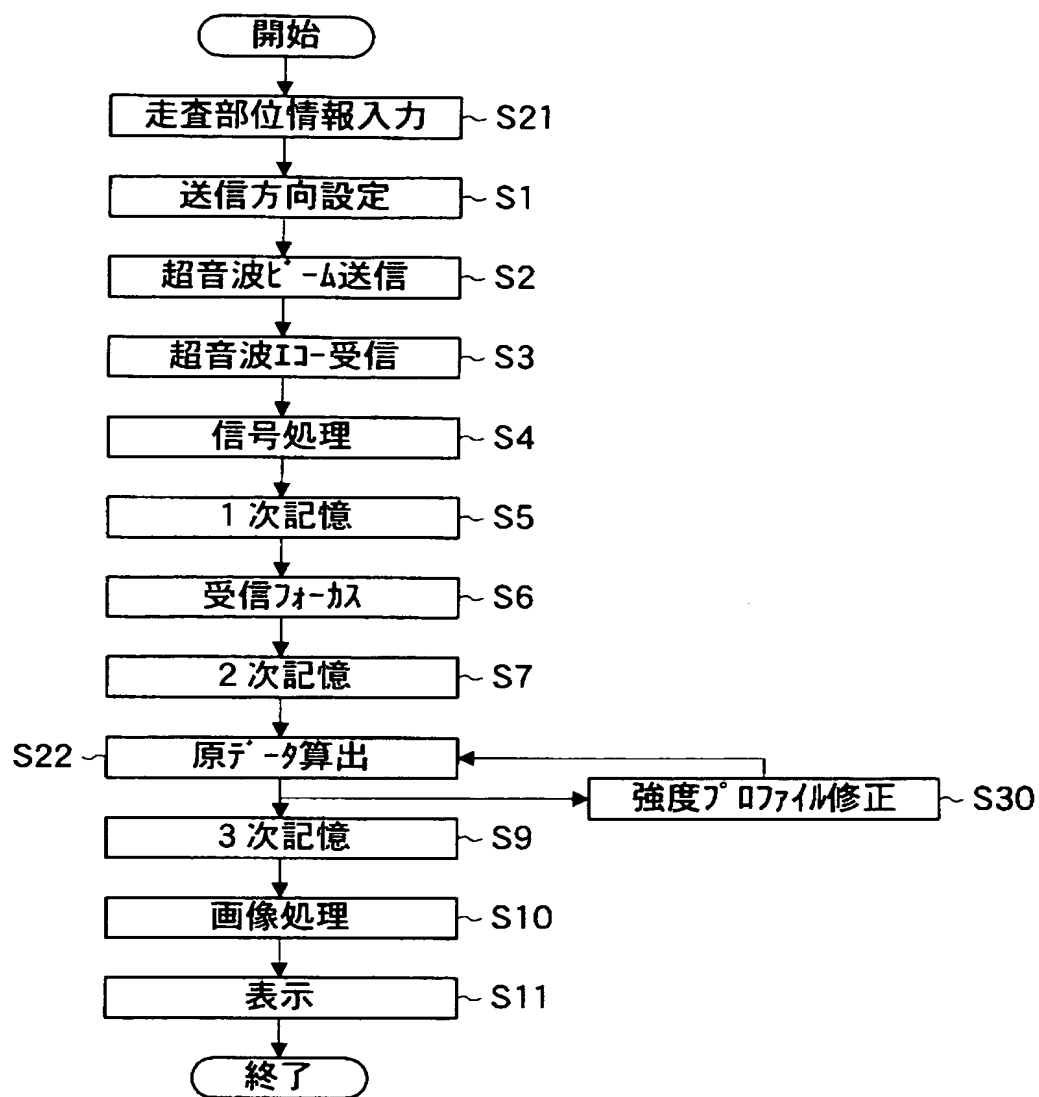
【図 12】



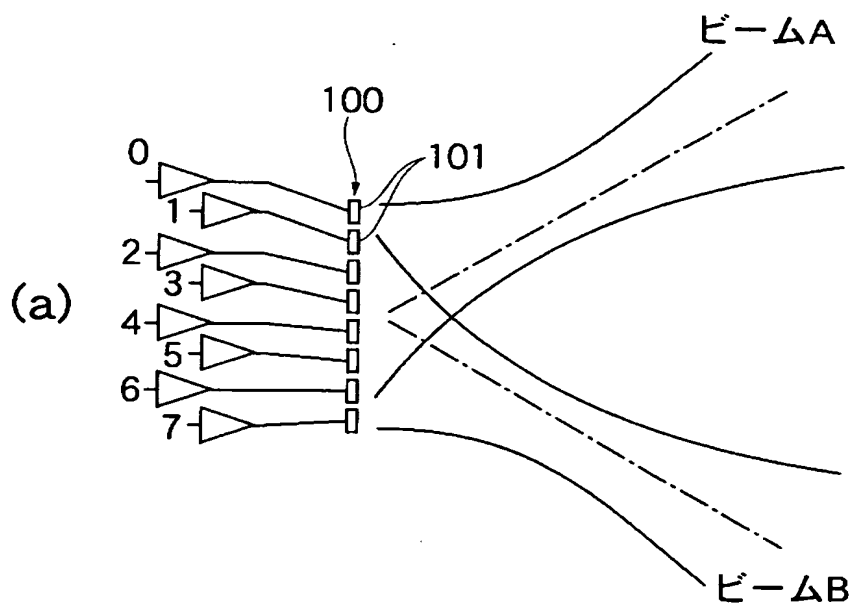
【図 13】



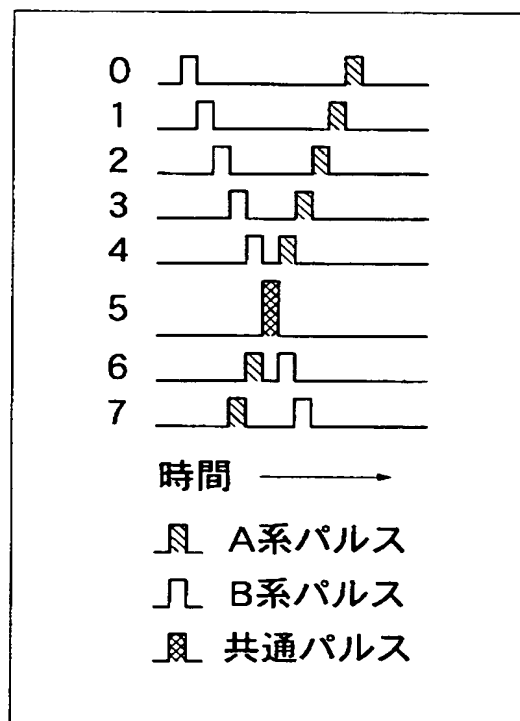
【図 14】



【図 15】



(b)



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 サイドローブによる影響が低減された画質の良い超音波画像を得ることができる超音波送受信装置等を提供する。

【解決手段】 複数の超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイ 10 と、複数の超音波トランスデューサをそれぞれ駆動する駆動信号を発生する駆動信号発生部 14 と、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が少なくとも 1 つの超音波ビームを形成するように駆動信号発生部を制御する送信制御部 13 と、超音波エコーに基づいて得られた複数の検出信号に受信焦点を形成するように受信フォーカス処理を施すことにより、複数の計測データを求める受信制御部 24 と、複数の異なる音圧強度プロファイルを記憶する記憶部 31 と、複数の計測データと複数の異なる音圧強度プロファイルとに基づいて、画像データを算出する原データ算出部 32 とを含む。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-081316
受付番号	50300474984
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成15年 3月25日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成15年 3月24日
-------	-------------

次頁無





特願 2 0 0 3 - 0 8 1 3 1 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 2 0 1 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 4 日

[変更理由]

新規登録

住 所

神奈川県南足柄市中沼 2 1 0 番地

氏 名

富士写真フイルム株式会社